



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI NAPOLI
FEDERICO II

DOTTORATO DI RICERCA

IN

INGEGNERIA DEI MATERIALI E DELLE STRUTTURE

SETTORE BIOMATERIALI

XXI CICLO

**Il Reverse Engineering e la Tomografia Assiale Computerizzata
come strumenti per la valutazione dello stato tensionale di una
mandibola umana**

Coordinatore
Ch.mo Prof. D. Acierno

Candidato
Saverio Maietta

Tutor
Ch.mo Prof. Luigi Ambrosio

RINGRAZIAMENTI

E' difficile in poche righe ricordare tutte le persone che hanno contribuito alla stesura dell'elaborato di dottorato. In particolare, ringrazio il Prof. Antonio Gloria, che mi ha sostenuto ed incoraggiato, sia come amico che "Consigliere Scientifico". Desidero, inoltre, ringraziare l'Ing. Roberto De Santis, il Prof. Luigi Ambrosio che mi hanno dato la possibilità di far parte del loro "team scientifico". Sono debitore con Rodolfo Morra per aver dimostrato sempre disponibilità e simpatia nei miei confronti. Un ringraziamento particolare va a mia moglie Rosalba per essermi stata sempre vicina e per condividere con me questa vita sregolata ed incerta, per avermi aiutato a superare tutti i momenti difficili vissuti in questi tre anni. Un grazie di cuore anche ai miei genitori.

INDICE

Capitolo 1: Cenni di fisiologia e anatomia del'osso

- Anatomia della mandibola umana
- Reverse Engineering
- Scanner laser
- La Tomografia Computerizzata

Capitolo 2: L'immagine tridimensionale

- Scansioni – Applicazioni con RAPID FORM
- Software per la ricostruzione delle immagini 3D provenienti dalla T.C.
- TGS - Amira
- Materialise Mimics

Capitolo 3: Dalla geometria alla mesh: la discretizzazione

- HyperMesh 3D
- Analisi della geometria
- Creazione della mesh – il modello definitivo

Capitolo 4: Analisi strutturale di una mandibola umana

- Il metodo agli elementi finiti
- Descrizione del modello FEM
- Analisi dei risultati della mandibola umana

Capitolo 5: Validazione del modello

- La prova di compressione
- Confronto dei risultati
- Conclusioni e sviluppi futuri

Bibliografia

INTRODUZIONE

Il presente lavoro ha come scopo lo studio dello stato tensio - deformativo di una mandibola umana, rilevata tramite scansione digitale e tramite tomografia computerizzata (TC), quando essa è sottoposta a carichi orizzontali, applicati sui condili. Esso si inserisce nel filone del moderno approccio alla progettazione di sostituti protesici, detto approccio biomimetico. L'aggettivo biomimetico fa riferimento a quei processi, sostanze, apparati, che tendono ad imitare e replicare le funzioni e le forme proprie della natura; l'approccio biomimetico, di conseguenza, consiste nel progettare protesi che siano quanto più simili possibile alla struttura naturale da sostituire, e quindi ne richiede un preventivo e attento studio. Utilizzando, infatti, la tecnica del REVERSE ENGINEERING, e quella del "medical image" è stato possibile acquisire la complessa geometria che delimita la mandibola oggetto dello studio. Così facendo si è passato dal modello fisico a quello digitale-matematico. L'analisi è stata svolta partendo da un modello tridimensionale di una mandibola umana espantata, sterilizzata e scannerizzata e sul modello di una mandibola umana rilevata tramite TC. Il modello così ricostruito è stato processato con apposito solver FEM, così da restituire informazioni riguardo la distribuzioni delle tensioni e delle deformazioni.

CAPITOLO 1

Cenni di Fisiologia ed anatomia dell'osso

1.1 Il tessuto osseo

Il tessuto osseo è un particolare tipo di tessuto connettivo che si distingue per la durezza e per le caratteristiche di resistenza alla pressione, alla trazione ed alla torsione. Queste peculiari proprietà, dovute alla presenza nella sostanza intracellulare di grandi quantità di cristalli di sali minerali, fanno del tessuto osseo il tessuto ideale per svolgere le tipiche funzioni strutturali e di sostegno. Dal momento che i composti inorganici che lo caratterizzano sono in prevalenza rappresentati da fosfati di calcio, che esercita un'importante funzione metabolica come riserva di calcio e fosforo per ogni organismo.

1.2 Composizione e struttura del tessuto osseo

È costituito da cellule caratteristiche, dette osteociti, e da una matrice intercellulare costituita sia da una parte inorganica, che è predominante, sia da materiale organico. Quest'ultimo, che conferisce all'osso elasticità e resistenza alla trazione, è composto da una parte fibrosa ed una interfibrillare: nella prima sono abbondanti le fibre di collagene di tipo I, mentre l'altra è formata da glicoproteine e proteoglicani. La maggior parte della matrice minerale dell'osso, responsabile della caratteristica rigidità e durezza di questo tessuto, è costituita da fosfato di calcio, carbonato di calcio ed, in quantità minori, da fosfato di magnesio e fluoruro di calcio. La componente più importante (circa 85%) consiste di cristalli di idrossiapatite. Grazie alla presenza sia delle fibre di collagene, che sono disposte principalmente lungo le linee delle forze di tensione alle quali l'osso è fisiologicamente sottoposto, sia dei cristalli di idrossiapatite, che danno resistenza alla compressione, l'osso è caratterizzato da elevate proprietà meccaniche. Dal punto di vista strutturale si possono distinguere due tipi di osso: l'osso compatto, che appare come una massa solida continua, e l'osso spugnoso, che possiede un aspetto alveolare.

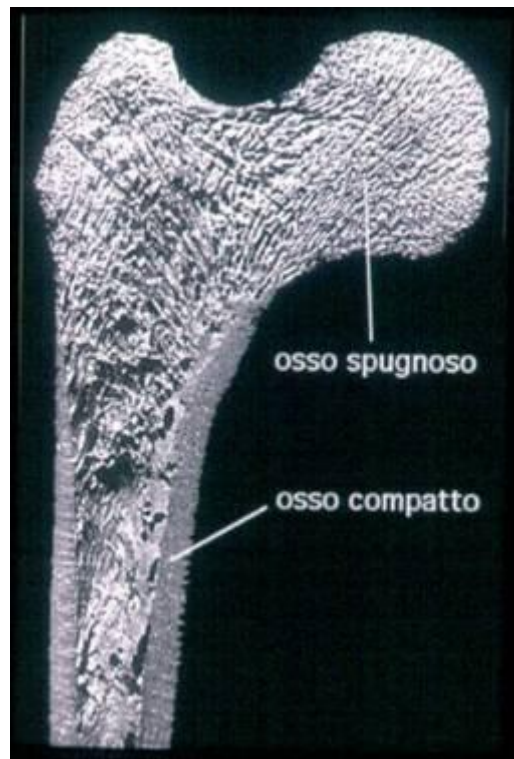


Fig. 1 Tessuto osseo compatto e spugnoso

Le dimensioni e la disposizione delle fibre di collagene individuano, invece, due varietà di tessuto osseo: fibroso e lamellare. Il primo è caratterizzato dalla presenza di fibre di collagene di rilevanti dimensioni che si intrecciano in tutte le direzioni, il tessuto osseo fibroso è il primo ad essere deposto sia durante lo sviluppo sia nei processi riparativi e viene, poi, rapidamente riassorbito e rimpiazzato con tessuto osseo lamellare. Quest'ultimo è costituito da fibre di collagene e osteociti organizzati in strati ordinati e sovrapposti che formano le cosiddette lamelle ossee che, a seconda della disposizione, danno luogo al tessuto lamellare semplice, caratterizzato da un numero limitato di lamelle parallele tra loro, ed al tessuto lamellare osteonico, caratterizzato da lamelle disposte in modo concentrico attorno ad un canale centrale, detto canale di Havers, in cui è contenuto un vaso sanguigno. Un gruppo di lamelle concentriche intorno al canale di Havers costituisce l'unità fondamentale del tessuto lamellare, funzionalmente indipendente dalle unità circostanti, denominata osteone. Essi si associano tra loro

formando lunghe strutture cilindriche, il cui asse longitudinale tende a disporsi parallelamente alle linee di forza cui l'osso è soggetto. Dal punto di vista trofico, gli osteoni risultano entità autonome in quanto le loro cellule ricavano il nutrimento direttamente dal vaso sanguigno che percorre il canale di Havers. Sono, anche, presenti collegamenti vascolari che decorrono con andamento perpendicolare rispetto a quello dei canali Haversiani e vengono chiamati canali di Volkmann. Il quadro strutturale dell'osso è completato dalle cosiddette lacune ossee, piccole cavità della matrice minerale che contengono gli osteociti. Da queste si diramano, in tutte le direzioni, i canalicoli ossei, che mettono in connessione le lacune vicine, appartenenti sia alla stessa lamella sia a lamelle contigue. Le lacune ed i canalicoli ossei costituiscono un sistema continuo di cavità ramificate all'interno dell'osso che permette gli scambi metabolici e gassosi tra il sangue che scorre nei vasi contenuti nel tessuto e le cellule.

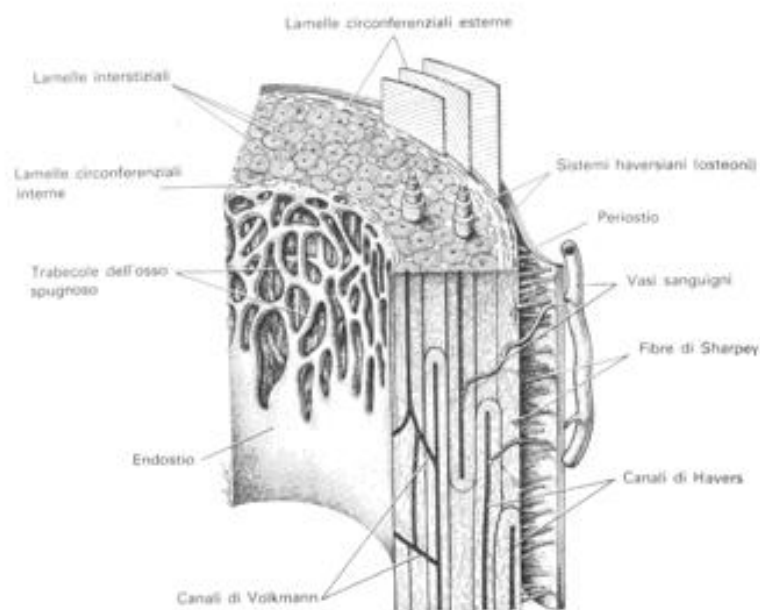


Fig. 2 - Struttura dell'osso compatto

Le superfici esterna ed interna delle ossa sono ricoperte da due sottili strati di tessuto connettivo non mineralizzati, denominati, rispettivamente, periostio ed endostio. Il primo è una lamina connettivale fibrosa in cui si distinguono uno strato esterno ed uno interno: quello esterno è costituito da tessuto connettivo fibrillare denso ed è molto vascolarizzato, mentre, quello interno, meno vascolarizzato e ricco di fibrociti, è formato da tessuto connettivo lasso in cui prevalgono le fibre elastiche. L'endostio è un sottile strato connettivale che riveste le cavità midollari ed i canali di Havers, le cui cellule hanno potenzialità emopoietiche e di produzione di sostanza ossea. Si distinguono tre diversi tipi di endostio: corticale, trabecolare ed osteonico. L'endostio corticale e quello trabecolare possono essere considerati rivestimenti interni dell'osso, mentre l'endostio osteonico delimita i canali degli osteoni garantendo continuità cellulare dal periostio all'endostio.

1.3 Cellule e componenti del tessuto osseo

Le cellule proprie del tessuto osseo sono morfologicamente distinguibili in: le cellule osteoprogenitrici (dette anche preosteoblasti), gli osteoblasti, gli osteociti e gli osteoclasti. Di queste, cellule osteoprogenitrici, osteoblasti e osteociti sono in realtà fasi funzionali consecutive dello stesso tipo cellulare, a sua volta derivato dalla differenziazione in senso osteogenico della cellula mesenchimale pluripotente dei tessuti connettivi; sono pertanto considerabili come cellule autoctone dell'osso. Gli osteoclasti, per contro, derivano da precursori immigrati nel tessuto osseo dal sangue, i cosiddetti preosteoclasti, i quali a loro volta si differenziano da cellule staminali del midollo osseo ematopoietico.

1.4 Osteoblasti

Sono le cellule responsabili della sintesi della sostanza intercellulare dell'osso e della sua mineralizzazione. Esse hanno forma globosa o poliedrica e tendono a giustapporsi le

une alle altre a formare delle lamine a ridosso delle superfici ossee in via di formazione. Gli osteoblasti hanno dimensioni rilevanti (circa 20 μm), un nucleo rotondeggiante, eucromatico, con un grande nucleolo ed un citoplasma abbondante. L'osteoblasto è la sede di sintesi delle molecole organiche della sostanza intercellulare dell'osso, le quali vengono successivamente esocitate ed assemblate all'esterno della cellula. Regola, anche, la deposizione della matrice inorganica. Nella maggior parte dei casi, gli osteoblasti restano intrappolati nella sostanza intercellulare da loro stessi deposta e si trasformano in osteociti e, in corrispondenza delle superfici, vanno a costituire le cosiddette cellule di rivestimento. La produzione della matrice ossea e la sua mineralizzazione avvengono secondo un orientamento ben preciso: inizialmente l'osteoblasto depone osso dal lato rivolto verso la superficie ossea preesistente; successivamente ne depone da ogni lato tutto attorno a sé, di modo che ciascuna cellula si allontana progressivamente dalle circostanti a causa dell'interposizione di sostanza intercellulare. A questo punto l'osteoblasto rallenta sostanzialmente la sua attività metabolica e si trasforma in un osteocita, mentre nuovi osteoblasti si differenziano via via dalle cellule osteoprogenitrici. Quando il processo di formazione di nuovo tessuto osseo si è esaurito, gli osteoblasti che rimangono a ridosso della superficie ossea cessano la loro attività, riducono i loro organuli e si trasformano in una membrana di cellule appiattite, le cosiddette cellule di rivestimento dell'osso (bone lining cells), a cui si attribuisce un ruolo nel mediare gli scambi tra vasi sanguigni e osteociti. Gli osteoblasti producono e secernono fattori solubili e sono coinvolti nei processi di rimaneggiamento dell'osso. Infatti, queste cellule sono in grado di innescare il riassorbimento della matrice ossea sia indirettamente, in quanto producono fattori solubili che attivano gli osteoclasti, le cellule preposte al riassorbimento osseo, sia direttamente, in quanto secernono enzimi proteolitici capaci di scindere i componenti della matrice organica dell'osso.

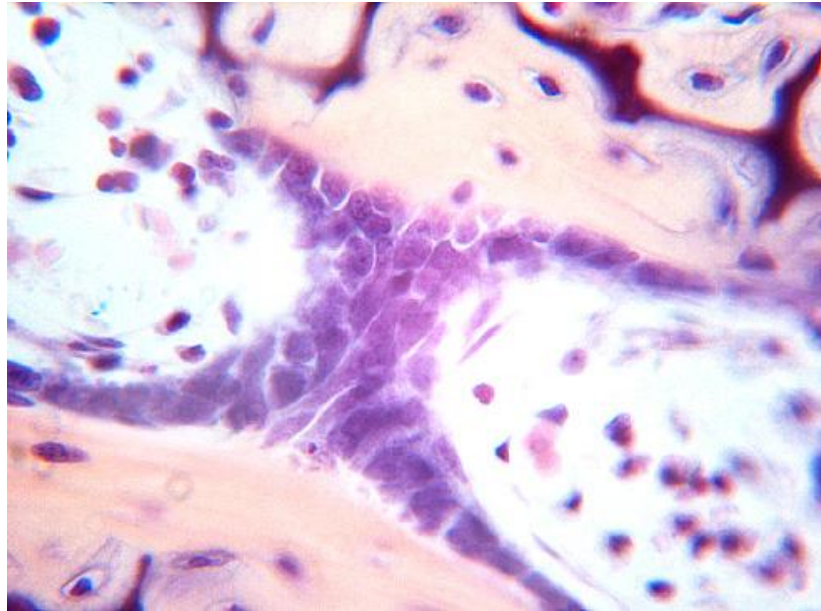


Fig. 3 Osteoblasti

1.5 Osteociti

Sono le cellule tipiche dell'osso maturo, responsabili del suo mantenimento ed anche capaci di avviarne il rimodellamento. L'osteocita è una cellula stellata, con un corpo cellulare a forma di lente biconvessa e numerosi prolungamenti citoplasmatici. Al microscopio elettronico, gli osteociti mostrano un aspetto diverso a seconda dell'età della cellula: gli osteociti giovani sono caratterizzati dalla presenza di cisterne di reticolo endoplasmatico granulare e da un apparato di Golgi piuttosto esteso; via via che la cellula invecchia si riduce il reticolo endoplasmatico granulare e compaiono vacuoli autofagici e lisosomi secondari e segni di degenerazione. Questi ultimi possono comprendere alterazioni nucleari caratteristiche dell'apoptosi, dilatazione della cisterna perinucleare e condensazione della matrice citoplasmatica che preludono alla dissoluzione dell'intera cellula. Il corpo dell'osteocita rimane racchiuso in una nicchia scavata nella sostanza intercellulare ossea, detta lacuna ossea, la cui forma ricalca quella della cellula, mentre i prolungamenti sono accolti all'interno di sottili canali scavati nel tessuto osseo e definiti canalicoli ossei. Alle loro estremità, i prolungamenti di un

osteocita sono connessi mediante giunzioni serrate con quelli degli osteociti circostanti. Tra la membrana plasmatica del corpo cellulare e dei prolungamenti e la matrice mineralizzata rimane uno spazio sottile occupato da tessuto osteoide che non mineralizza. Attraverso il tessuto osteoide delle lacune e dei canalicoli ossei, che sono ampiamente comunicanti, l'acqua e le sostanze disciolte (gas respiratori e metaboliti) riescono a raggiungere tutti gli osteociti, anche quelli più distanti dai vasi sanguigni. Metaboliti e molecole segnale disciolti nel citoplasma possono, inoltre, essere scambiate tra gli osteociti tramite delle giunzioni serrate. Quando l'osteocita giunge al termine del suo ciclo vitale, esso ritrae i propri prolungamenti e degenera.



Fig. 4 Osteocita

La disposizione delle fibre di collagene nella matrice dipende dalla forma degli osteociti: se hanno forma globulosa, implicano fibre di collagene disposte

irregolarmente, se hanno forma ellissoidale, implicano fibre di collagene parallele tra loro.

1.6 Osteoclasti

Sono le cellule preposte al riassorbimento osseo. Come già accennato, essi non sono cellule autoctone del tessuto osseo, in quanto non appartengono alla linea che deriva dalle cellule osteoprogenitrici. I precursori degli osteoclasti, detti preosteoclasti, originano nel midollo osseo ematopoietico e sono apparentati con la linea differenziativa di una categoria di globuli bianchi, i monociti. I preosteoclasti vengono trasportati dal torrente circolatorio fino alle sedi in cui debbono avvenire processi di riassorbimento osseo. Migrano, poi, nel tessuto osseo e si fondono insieme originando gli osteoclasti attivi, capaci di dissolvere la componente minerale e di digerire enzimaticamente le componenti organiche del tessuto osseo. Gli osteoclasti maturi sono cellule giganti (100-200 μm), plurinucleate in quanto originate dalla fusione dei singoli precursori mononucleati. L'osteoclasto attivato è aderente alla matrice mineralizzata in via di riassorbimento ed è solitamente accolto in una cavità, detta lacuna di Howship, che si forma a seguito dell'azione erosiva della cellula sull'osso. Una volta formata una prima lacuna, l'osteoclasto si distacca dalla matrice ossea, si muove su una porzione di osso adiacente a quella appena riassorbita, aderisce nuovamente e forma una nuova lacuna. L'osteoclasto procede lungo l'osso scavandovi solchi profondi. Nel loro insieme, più osteoclasti attivati riescono in un tempo relativamente breve a riassorbire porzioni anche cospicue di osso. La funzione osteoclastica è finemente regolata da fattori ormonali e locali.

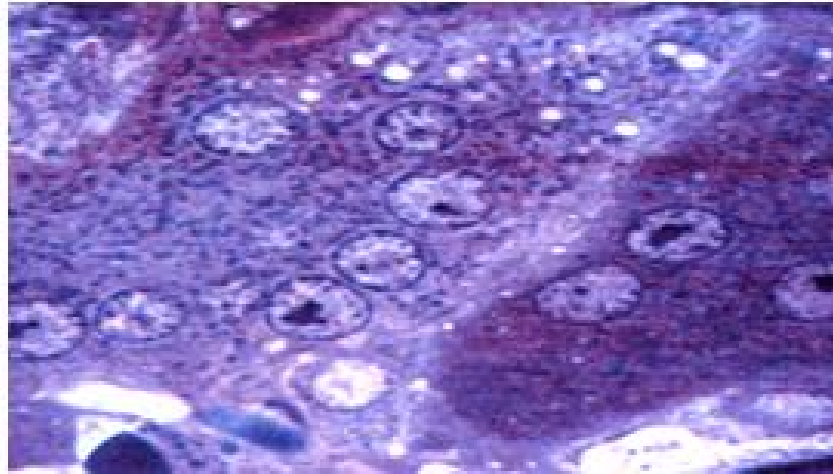


Fig. 5 Osteoclasti

2.1 Anatomia della mandibola umana

La mandibola è un osso impari, mediano e simmetrico che si articola mediante due condili con la piramide dell'osso temporale ed accoglie, nell'arcata alveolare, i denti inferiori. E' un osso piatto, con un corpo appiattito a forma di ferro di cavallo che si prolunga posteriormente verso l'alto per mezzo di due rami. Questi terminano biforcandosi in un processo anteriore a forma di pinna di pescecane, il processo coronoideo, ed uno posteriore che termina con un condilo, il processo condiloidèo. Il corpo della mandibola presenta due facce (una anteriore e l'altra posteriore) e due margini (uno superiore, l'altro inferiore).

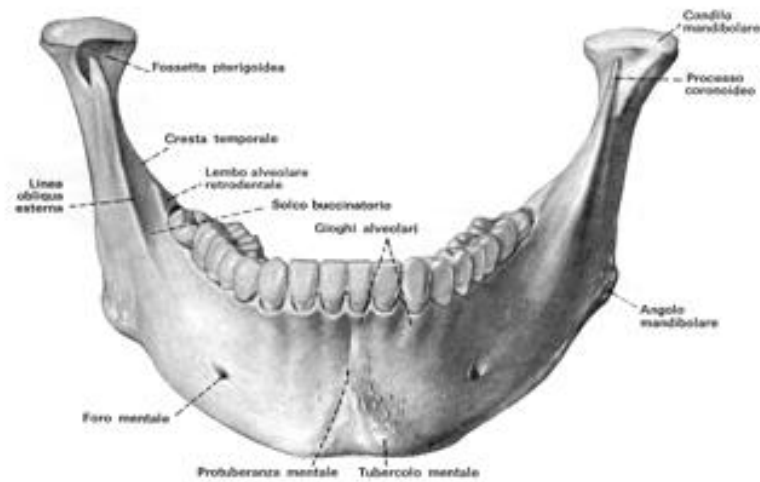


Fig. 6 Faccia esterna

La faccia anteriore o esterna presenta nella parte media una linea verticale, indizio della saldatura delle due metà dell'osso, detta *sinfisi* del mento. Questa linea termina in basso con una sporgenza piramidale, detta *protuberanza mentale*, la quale a sua volta termina, sia a destra che a sinistra, con il *tubercolo mentale*.

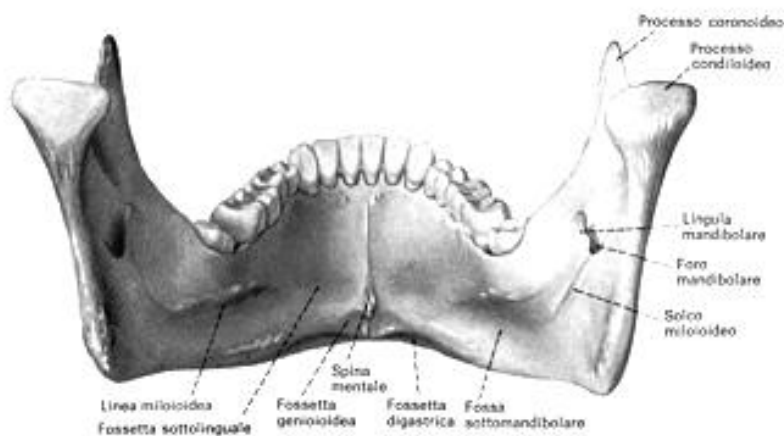


Fig. 7 Faccia interna

La faccia posteriore o interna presenta sulla linea mediana, un rilievo aguzzo detto *spina mentale* al di sopra del quale si trova il *foro mentale mediano*. La faccia interna presenta nel suo mezzo il *foro mandibolare* che immette nel *canale mandibolare*. Nel margine superiore, detto *processo alveolare*, sono scavati gli alveoli dentali nei quali si articolano i denti; il margine libero è denominato *lembo alveolare*. Il margine inferiore è semplicemente arrotondato. I rami mandibolari si distaccano dalle estremità posteriori del corpo e risalgono formando con questo un angolo ottuso:

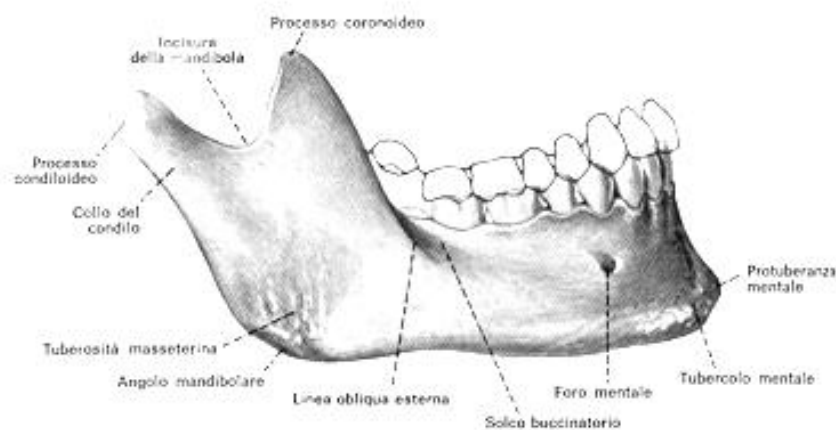


Fig. 8 Angolo ottuso tra i rami e le estremità posteriori

Il margine superiore del ramo mandibolare presenta due distinti rilievi: il *processo coronoides* anteriormente, e il *processo condiloideo* posteriormente. Il processo coronoides, a forma triangolare, dà inserzione al muscolo temporale. Il condilo invece è un processo articolare formato da una testa e da un collo. All'interno dell'osso, decorre il canale mandibolare che inizia in corrispondenza del foro mandibolare e termina nel foro mentale laterale, contenendo i vasi sanguigni e i nervi alveolari inferiori.

2.2 Movimenti della mandibola

I movimenti della mandibola sono tutti bicondilari, in quanto vengono sempre impegnate contemporaneamente le articolazioni dei due lati. Possono avvenire per rotazione e/o translazione condilare, nei tre piani dello spazio: sagittale mediano, frontale ed orizzontale, fra loro ortogonali. Per seguire i movimenti elementari che la mandibola compie nello spazio occorre quindi definire i singoli piani dello spazio a cui si fa riferimento e gli assi intorno ai quali avvengono i movimenti di rotazione dei condili. Il piano sagittale, disposto in senso verticale ed antero-posteriore, in realtà non è unico: sono infatti infiniti i piani sagittali che attraversano il cranio con direzione verticale ed andamento antero-posteriore. Il piano sagittale mediano è, invece, ben definito, in quanto è l'unico che, passando per la sutura intraparietale, divide il cranio in due metà speculari, destra e sinistra. Anche i piani frontali ed i piani orizzontali sono infiniti per definizione e dividono il cranio, rispettivamente, in piani anteriori e posteriori o superiori ed inferiori. Per quanto riguarda gli assi di rotazione dei condili, i movimenti articolari possono avvenire intorno a tre assi: orizzontale, verticale ed antero-posteriore di cui uno solo, quello orizzontale, è comune ad uno dei due condili: è bicondilare. Quando i condili ruotano intorno all'asse bicondilare, il loro movimento è sempre consensuale e la mandibola si muove nel piano sagittale. Se la rotazione avviene intorno ad uno degli assi verticali od anteroposteriori si ha rotazione di un solo condilo alla volta (condilo ruotante). Il condilo contralaterale, invece, esegue un movimento traslatorio od orbitante descrivendo un piccolo arco di cerchio (condilo orbitante). La rotazione dei condili attorno agli assi verticali provoca movimenti sul piano orizzontale, quella attorno agli assi antero-posteriori provoca movimenti sul piano frontale.

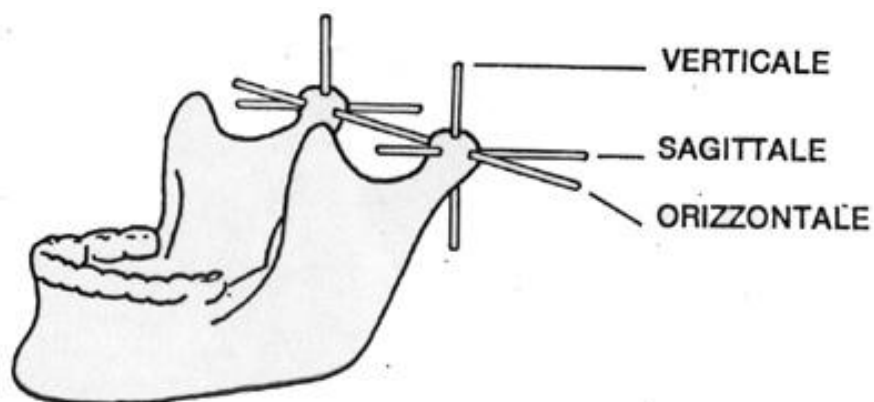
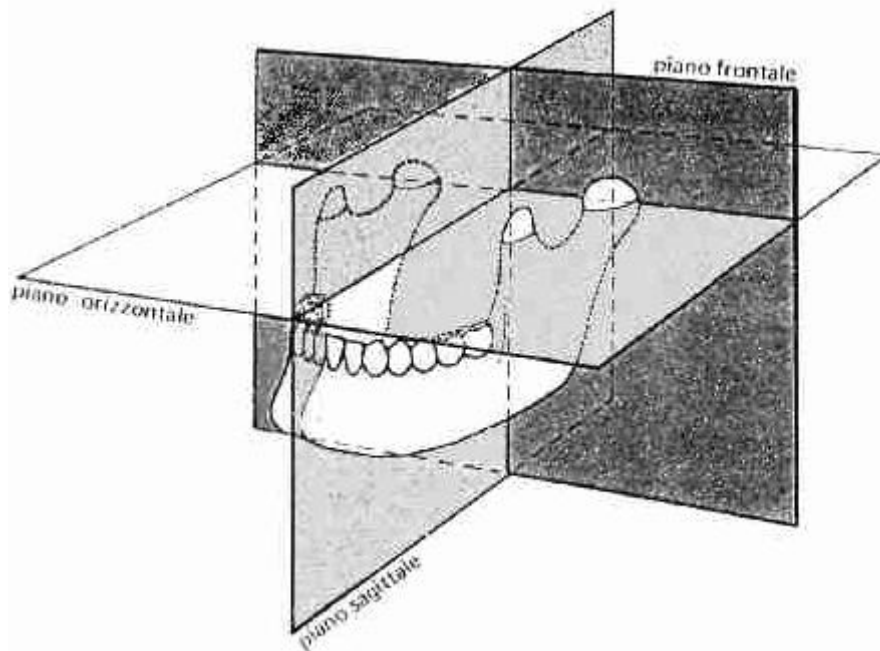


Fig. 9 Posizionamento degli assi principali di rotazione della mandibola

I movimenti elementari della mandibola sono di tre tipi, di seguito descritti:

- *abbassamento ed innalzamento*, chiamati anche, rispettivamente, di *apertura e chiusura*;
- *proiezione in avanti e di retrazione in dietro*, chiamati anche, rispettivamente, di *protrusione e retrusione*; *lateralità*.

2.3 Movimenti di apertura e chiusura

I movimenti di abbassamento ed innalzamento della mandibola sono movimenti semplici, che vengono eseguiti nel piano sagittale. Entrambi si attuano per sola rotazione dei condili attorno all'asse bicondilare o per movimenti combinati di rotazione e di traslazione dei condili. Il movimento di abbassamento può iniziare dalla occlusione centrica (massimo contatto - intercuspide - delle superfici occlusali dei denti delle arcate antagoniste) o dalla posizione di riposo (leggero grado di apertura della mandibola, per la presenza di un piccolo spazio tra le superfici occlusali delle arcate contrapposte). Il passaggio dalla occlusione centrica alla posizione di riposo avviene per rotazione di 2° circa della testa del condilo attorno all'asse bicondilare, con impegno della sola articolazione condilo-disco. Partendo da una delle due posizioni, il movimento di apertura della mandibola può essere scomposto in due fasi fondamentali: di rotazione e di traslazione dei condili. Il movimento di rotazione attorno all'asse bicondilare è chiamato anche "a cerniera" e l'asse bicondilare "asse cerniera". Nel corso di questo movimento, i condili ruotano di circa $10^\circ - 12^\circ$ in senso antiorario. Nel corso della rotazione, il movimento traslatorio dei condili è minimo. L'ulteriore abbassamento della mandibola avviene per traslazione bilaterale dei condili che si spostano consensualmente in basso ed in avanti. Nel movimento di traslazione sono impegnate entrambe le articolazioni del disco articolare, che viene spostato in avanti anche per contrazione del muscolo pterigoideo esterno. Raggiunta questa posizione, la testa del condilo può eseguire un ulteriore movimento rotatorio che lo sposta fin quasi all'apice del tubercolo articolare. Nel movimento di innalzamento della mandibola, che inizia dalla posizione di massima apertura, avviene dapprima un movimento semplice di rotazione del condilo in senso inverso, mentre il disco articolare è ancora trattenuto in avanti e, infine, un movimento combinato di rotazione e traslazione del condilo che si sposta posteriormente, con contemporaneo scivolamento del disco articolare che rientra nella cavità del temporale.

2.4 Movimenti di protrusione e retrusione

Sono movimenti che avvengono nel piano orizzontale, con scivolamento dell'arcata dentaria inferiore sotto quella superiore. Il movimento si attua per semplice traslazione dei condili, con minima rotazione (inferiore a 1°). Nella protrusione, la testa del condilo ed il disco articolare scorrono sulla superficie del tubercolo articolare del temporale portandosi in avanti ed in basso, fino all'apice del tubercolo stesso. I movimenti condilari sono bilaterali e contemporanei. La traslazione dei condili nella protrusione ha circa la stessa ampiezza che ha nell'apertura massima della mandibola. Nella protrusione estrema, gli incisivi inferiori oltrepassano in avanti quelli superiori di alcuni mm (7 - 10). Nella retrusione avviene il movimento inverso.

2.4 Movimenti di lateralità

Sono movimenti che avvengono sul piano orizzontale e consentono lo spostamento della mandibola verso destra e verso sinistra. Possono avvenire a mandibola chiusa, con scorrimento delle superfici occlusali dei denti contrapposti, oppure a mandibola aperta, ma solo nella fase di apertura a cerniera, quando i condili sono provvisti di mobilità nelle cavità articolari. Nei movimenti di lateralità i condili dei due lati si comportano in modo diverso: un condilo ruota attorno all'asse verticale (condilo ruotante) mentre il controlaterale subisce un movimento di traslazione descrivendo un piccolo arco di cerchio (condilo orbitante). Ad esempio, nello spostamento della mandibola verso destra, il movimento avviene per rotazione del condilo destro, che funge da perno, attorno ad un asse verticale che in realtà è situato posteriormente al condilo. Il condilo ruotante subisce sempre una leggera rotazione con spostamento laterale e posteriore. Il condilo orbitante viene, invece, spostato in avanti e medialmente e si pone sotto il tubercolo articolare del temporale. Il movimento laterale della mandibola è anche chiamato abduzione, il ritorno alla posizione di riposo adduzione.

2.6 Traiettorie

La combinazione dei movimenti verticali di apertura e di chiusura con i movimenti alternati verso destra e verso sinistra dà luogo a movimenti di rotazione della mandibola. Questi, che sono quindi la risultante dei movimenti elementari eseguiti sul piano sagittale ed orizzontale, descrivono una traiettoria, circolare od ellittica, sul piano frontale, suddivisibile in sei componenti sul piano sagittale.

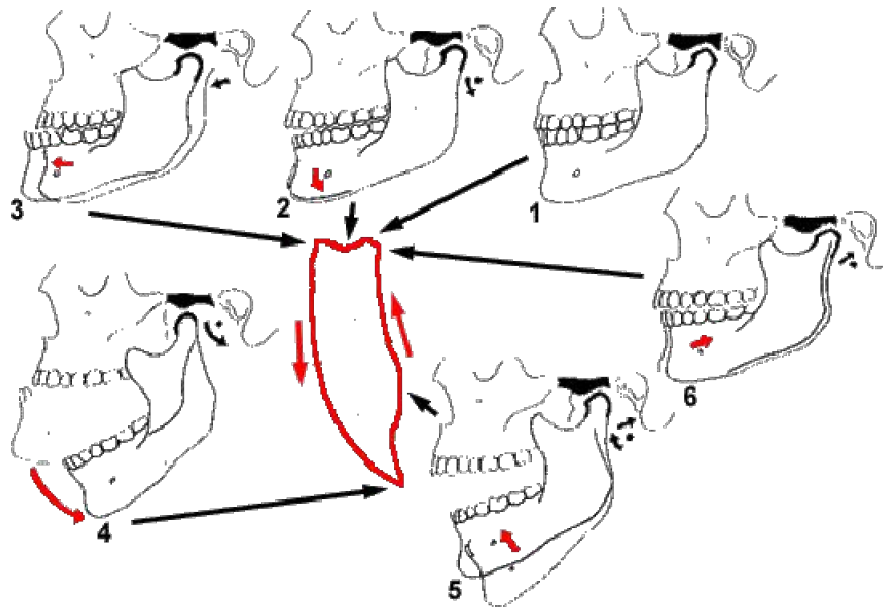


Fig. 10 Traiettorie della mandibola, sul piano sagittale mediano

Le metodiche più utilizzate per la misura delle traiettorie mandibolari si basano sull'analisi dello spostamento di un punto incisivo. Il movimento descritto da un punto incisale inferiore durante un atto masticatorio ha, pur con notevoli variazioni, un andamento caratteristico. Durante il movimento di apertura, il punto si discosta di poco dalla linea sagittale mediana o, inizialmente, può spostarsi dal lato opposto al bolo. Verso la fine del movimento di apertura, si ha uno spostamento verso il lato di masticazione che continua anche durante la prima metà del movimento di chiusura, dopo di che si ha un ritorno verso la linea mediana. Il grado di apertura durante l'atto

masticatorio varia notevolmente: circa da 0,8 a 2,2 cm; in ogni caso è massimo all'inizio di una sequenza masticatoria e tende progressivamente a diminuire. Il massimo spostamento laterale è di circa 0,8 cm ed è sempre maggiore verso il lato di masticazione, mentre può mancare del tutto verso il lato opposto. La velocità del movimento è maggiore durante la fase di apertura che in quella di chiusura (sembra che la velocità di chiusura durante la masticazione naturale diminuisca rapidamente prima che i denti incontrino la massima resistenza da parte del bolo: ciò suggerirebbe l'esistenza di un meccanismo di controllo neuromuscolare che interverrebbe prima che la forza di chiusura sia molto pronunciata). Un contatto interdentario in massima intercuspidação è presente alla fine dell'atto masticatorio nella maggioranza dei casi. Questa posizione viene mantenuta durante la pausa del movimento che precede l'inizio del successivo atto masticatorio. Durante una prima fase di questa, l'attività dei muscoli di chiusura permane elevata. Vi è, tuttavia, un breve periodo silente subito dopo il contatto dentario. Durante la fase di apertura, i due condili si spostano fin dall'inizio in basso ed in avanti: nei movimenti funzionali non è presente, infatti, un movimento rotatorio a cerniera. Si portano lateralmente (il condilo lavorante) e medialmente (il condilo bilanciante) e ritornano indietro durante il movimento di chiusura. In questa fase il percorso di ritorno del condilo lavorante si colloca inferiormente rispetto al percorso di andata durante l'apertura. Nella fase terminale di chiusura, in cui vi è per lo più un contatto di scorrimento tra i denti antagonisti del lato lavorante, il condilo lavorante (che si trova in posizione laterale e retrusa) si porta in avanti e medialmente, in intercuspidação. Questo movimento è l'inverso di quello precedente, descritto come "spostamento laterale immediato". Per quanto riguarda la sua ampiezza, ha un valore medio di 0,18 mm di componente mediale e di 0,3 mm di componente anteriore. Nello stesso momento il condilo bilanciante si porta in alto, indietro e lateralmente, nella sua posizione di intercuspidação. Nella fase finale di un ciclo masticatorio, le superfici occlusali dei denti antagonisti entrano in contatto. Quest'ultimo avviene dapprima tra i molari del lato di bilanciamento (opposto a quello dove si trova il bolo) e poi tra i molari del lato di lavoro (dove si trova il bolo). In tale situazione, quindi, la mandibola si inclina dapprima facendo perno sul bolo e poi per il contatto tra i denti del lato di

bilanciamento. In questa fase il legamento periodontale può esercitare una funzione di cuscinetto consentendo al dente un movimento assiale, non superiore a 0,05 mm.

3.1 Il reverse engineering

Il reverse engineering è una tecnica di modellazione che oggi è alla base di un gran numero di attività industriali. Molte delle moderne infrastrutture produttive necessitano di modelli matematici (CAD 3D) accurati, usati sia nella fase di prototipazione che per i successivi processi di sviluppo e produzione. Il CAD è quindi una solida base di partenza per tutto il ciclo di vita prodotto. Ogni prodotto industriale, infatti, oltre che essere funzionale deve possedere le peculiarità estetiche. Questo è il ruolo dei designer industriali. Essi devono infatti realizzare, a partire da bozze bidimensionali, oggetti tridimensionali ricchi di dettagli e di grande complessità, non definibili con forme geometriche standard. Esistono sul mercato pacchetti software in grado di disegnare forme tridimensionali complesse ma in presenza di un gran numero di dettagli il loro lavoro diventa particolarmente oneroso. Per quanto riguarda più specificamente il campo biomedico la preparazione di forme tridimensionali computerizzate che rappresentino parti del corpo umano, quindi la descrizione dettagliata della loro geometria, è alla base della prototipazione computerizzata di protesi meccaniche efficienti. In questi casi ed altri ancora si ricorre alle tecniche di reverse engineering (RE) che consentono di recuperare delle forme già esistenti ed eventualmente effettuare delle operazioni di modifica su di esse. In ambito aziendale tali forme (modelli fisici) vengono inserite in un data-base da cui saranno prelevate e processate quando necessario. Le fasi che compongono e circondano il processo di RE possono essere schematizzate come segue:

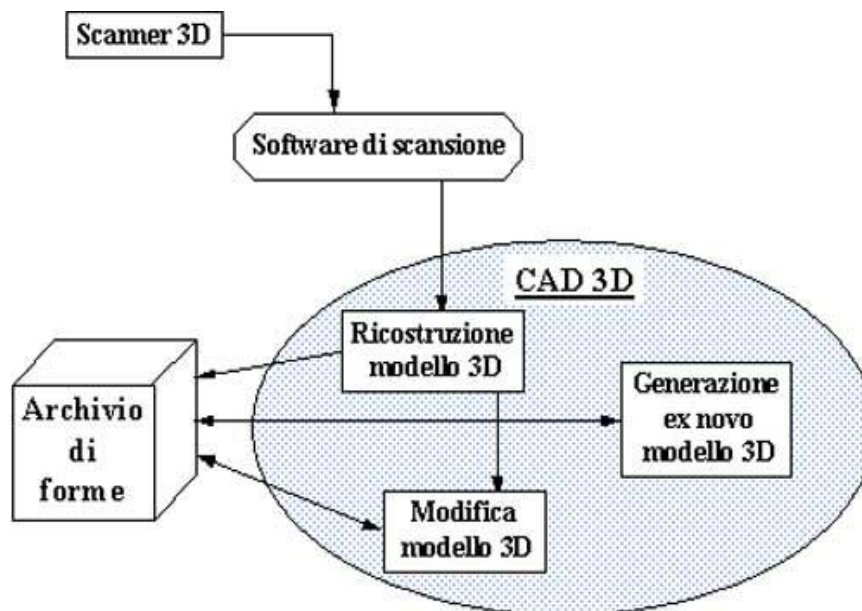


Fig. 11: fasi del processo di reverse engineering

Precisamente il reverse engineering è un processo che, partendo dal modello fisico, consente di risalire alla sua descrizione matematica. Dalla nuvola di punti ottenuta dal processo di tastatura o senza contatto è possibile matematizzare l'oggetto, realizzare uno shading o generare un file STL che sia idoneo alla sua successiva prototipazione. Per ricostruire la geometria tridimensionale di un oggetto si deve seguire un ciclo composto di quattro fasi: Acquisizione della nuvola di punti dello spazio appartenenti alle superfici del solido; Ottimizzazione della nuvola di punti attraverso opportuni filtri da parte dell'operatore; Estrazione dalla nuvola di punti in modo automatico o semiautomatico di una serie di primitive CAD che approssimino la geometria del solido. Generazione di un file STL da inviare ai sistemi di prototipazione che possa essere utilizzato per successivi trattamenti. I sistemi per il rilievo dei punti utilizzati in passato erano le macchine di misura delle coordinate (CMM) oppure tastatori meccanici montati su fresatrici a controllo numerico. Questi metodi sono molto precisi ma oggi cominciano ad essere sostituiti da sistemi senza contatto, che in parte risolvono il problema della lentezza dei sistemi tradizionali. Esistono sul mercato diversi sistemi di cattura dei punti sui solidi, che differiscono tra loro per velocità, precisione e dimensioni del volume di lavoro. Bisogna distinguere tra sistemi di digitalizzazione e

sistemi di scansione. Per digitalizzazione si intende il rilievo delle coordinate di alcuni punti su di un elemento fisico, i cui valori nominali sono preventivamente definiti e memorizzati nel codice che pilota la macchina di misura o la fresatrice attrezzata con tastatore meccanico. Per scansione si intende invece l'acquisizione continua delle coordinate dei punti in un volume di lavoro preventivamente definito. I movimenti della macchina utensile sono definiti dalla sonda che si muove su una superficie ignota. Entrambi i sistemi sono normalmente composti da:

- dispositivo di tastatura con o senza contatto, ovvero l'insieme dei trasduttori e sonde che consentono di rilevare i punti;
- apparato di supporto e trasporto che consente il posizionamento nello spazio del trasduttore, rilevandone la posizione e l'orientamento, consentendo quindi il rilievo di oggetti di varie forme e dimensioni;
- posizionatore del pezzo costituito da una tavola su cui si blocca il pezzo da rilevare.

4.1 Scanner laser

Lo scanner laser utilizzato è un modello recente della Cyberware, il modello 3030. Esso è costituito da una cavità contenente un sistema di specchi e montata su un supporto metallico. La cavità, di colore nero, emette un raggio laser che, basandosi sul semplice funzionamento dello scanner bidimensionale, consente di ricostruire su computer un oggetto 3D. Lo scanner possiede due comandi manuali, una manopola laterale che consente di alzare o abbassare lo strumento di molto, per poter scansionare parti diverse di oggetti grandi, e una leva posteriore, che consente di effettuare piccoli spostamenti e aggiustare la posizione dello scanner. Ai lati della bocca dello scanner ci sono delle luci che, in caso di oscurità, illuminano l'oggetto per poterlo visualizzare al meglio. Questo, emesso dalla cavità, va a colpire l'oggetto posizionato su una piattaforma mobile, e in conseguenza dell'impatto viene in parte assorbito, in parte riflesso, in parte rifratto.

Affinché la ricostruzione dell'oggetto sia realizzata al meglio è necessario che esso sia poco riflettente. Per ottenere un oggetto poco riflettente lo si può ricoprire di vernice bianca opaca, ma in tal modo, se l'oggetto è piccolo, si rischia di alterarne la forma. In tal caso un'alternativa per opacizzarlo senza variarne la forma potrebbe essere ricoprirlo di borotalco. Nel nostro caso non è stato necessario rendere opaca la mandibola perché ciò è stato già fatto durante il processo di sterilizzazione.



Fig 12: Scanner Cyberware 3030

Il principio di funzionamento dello scanner è quello utilizzato dalla maggior parte dei profilometri 3D, ovvero la triangolazione ottica: un raggio luminoso viene proiettato su un bersaglio e la sua immagine viene rilevata da un dispositivo ad immagine formante un determinato angolo con la sorgente.

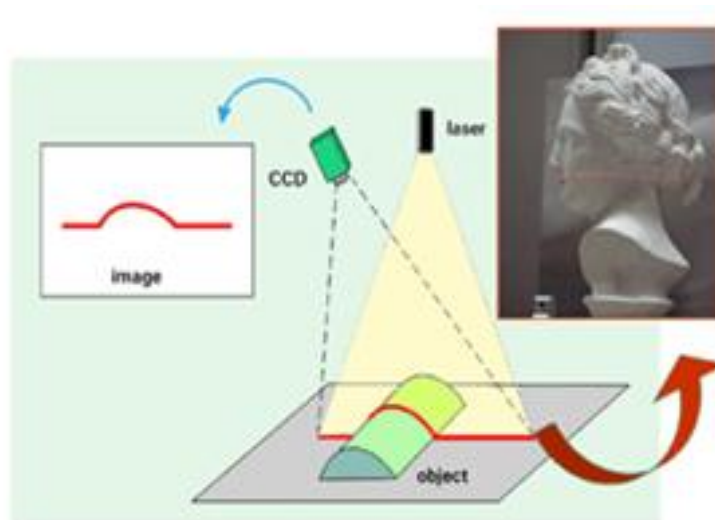


Fig 13: principio di funzionamento del laser

La figura mostra come una lama di luce, emessa dal laser, intersecando l'oggetto in esame, genera un profilo che viene acquisito da una telecamera a CCD. Dall'acquisizione di più profili paralleli, ottenuti facendo una scansione dell'oggetto, si ricava l'informazione necessaria per la realizzazione del modello tridimensionale. La posizione spaziale dei punti campionati nel profilo di luce è ottenuta per triangolazione dalla conoscenza dei parametri geometrici di misura (posizioni relative di laser, telecamera a CCD e punto oggetto). Le fasi principali del lavoro che hanno portato all'ottenimento della geometria della mandibola sono state:

- Scansioni;
- Elaborazione con il software dello scanner;
- Elaborazione con Rapid Form e Hypermesh;
- Ciascuna di queste, a sua volta, contiene numerose sottofasi.

Verranno quindi analizzate e descritte singolarmente.

5.1 Tomografia

La tomografia o stratigrafia è un metodo con il quale ci si propone di ottenere la rappresentazione radiografica di un solo strato del corpo in esame, quanto più è possibile libera dalla sovrapposizione delle immagini relative agli strati soprastanti e sottostanti. Il metodo attuato da ALESSANDRO VALLEBONA, consiste nell'imprimere un movimento al tubo di COOLIDGE ed alla pellicola (lasciando fisso l'oggetto), o all'oggetto ed alla pellicola (lasciando fisso il tubo).

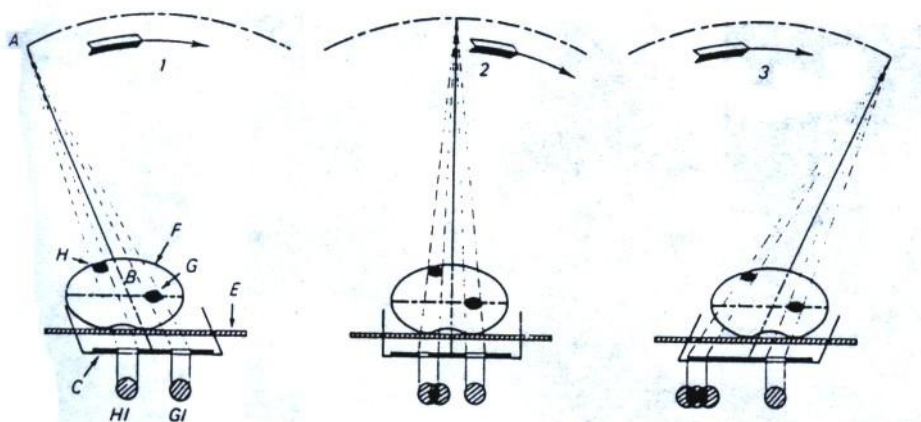


Fig. 14 Principio della tomografia secondo Vallebona. Il fuoco (A) si sposta con movimento uniforme lungo un arco di cerchio, il cui centro di rotazione è posto sul piano B. La pellicola (C) compie un movimento contrario in modo che la centratura delle radiazioni incidenti sia costante. L'oggetto G, situato sul piano B, è riprodotto nitidamente sulla pellicola, poiché le radiazioni che lo investono proiettano l'immagine radiologica sempre sulla stessa parte del film (GI). L'oggetto H, posto su un altro piano, invece, proietta la propria immagine (HI) su punti sempre diversi della pellicola, e quindi è rappresentato nella radiologia solo da più o meno tenui ombre indistinte, per la cancellazione dovuta alla sfumatura delle successive immagini.

Gli schemi della fig. 14 illustrano il principio. Il tubo si muove su un arco di cerchio, il cui centro di rotazione è posto allo stesso livello dello strato che interessa; la pellicola compie un movimento eguale – ma contrapposto – al di là dell'oggetto. In altre parole, tubo e pellicola si muovono solidalmente, fissati ad unico braccio oscillante, con asse di pendolazione posto a livello dello strato che interessa (tomografia lineare). Le immagini delle strutture poste sul piano dell'asse di pendolazione si muovono con movimento omotetico e con velocità lineare identica a quella del film e pertanto si proiettano sullo stesso punto della pellicola durante tutta la durata della pendolazione. Le altre, riferite a strutture poste su piani sopra e sottostanti, muovendosi con velocità maggiore o minore rispetto al film, si proiettano invece su punti sempre diversi della pellicola e quindi si “cancellano”, producendo solo una sfumatura dal movimento. I risultati della tomografia possono essere migliorati imprimendo al tubo e alla pellicola movimenti più complessi della semplice pendolazione e cioè un movimento rotatorio, spiroide, epicycloide, ecc. (tomografia pluridirezionale). Con tale accorgimento si ottiene l'immagine di uno strato di spessore minore, con la più completa cancellazione di immagini indesiderate, ne consegue una più elevata definizione, utile soprattutto per lo studio delle strutture minute. Le applicazioni della Tomografia sono molteplici dallo studio delle regioni ptero-mastoidee alla laringe in proiezione frontale. Il VALLEBONA ha altresì ideato e realizzato la tomografia assiale trasversa, che consente di eseguire tomografie secondo un piano perpendicolare all'asse longitudinale del corpo umano. La tomografia assiale può ritenersi completamente superata dalla tomografia assiale computerizzata.

5.2 Tomografia computerizzata

La tomografia computerizzata (TC), definita in lingua anglosassone Computed Tomography (CT scan) è una metodica di indagine che, pur utilizzando fotoni X, non rileva l'immagine potenziale insita nel fascio emergente ma, attraverso numerosissime misure dosimetriche, permette con l'elaborazione automatica dei dati raccolti, di costruire col calcolo l'immagine radiologica di uno strato trasversale del corpo esaminato. Nel 1973 un ingegnere inglese, GODFREY N. presentò i primi risultati

ottenuti con l'esame del cranio e dell'encefalo; successivamente la tecnologia degli apparecchi si è notevolmente affinata e ha reso possibile l'esplorazione di tutto il corpo. Il principio fondamentale è il seguente. Innanzitutto si esplorano sezioni trasversali del corpo: per convenzione i reperti si osservano immaginando di porsi al di sotto dello strato esaminato. Lo spessore dello strato varia da 1 a 10 mm, in rapporto all'apparecchio usato e alla tecnologia prescelta. Per chiarire il concetto: un tubo di COOLIDGE emette un fascio di fotoni X del quale viene utilizzato soltanto un sottilissimo pennello centrale. Questo attraversa il soggetto da esaminare su un piano perpendicolare all'asse longitudinale del corpo. Il sottile pennello di radiazioni emergente raggiunge un "detector" o rivelatore; si tratta di un dosimetro il quale misurando la dose emergente, essendo nota la dose incidente, fornisce un valore numerico che è proporzionale al coefficiente di attenuazione medio di tessuti attraversati dal pennello di radiazioni. Tale valore è memorizzato dall'elaboratore elettronico ed in questo momento il dato non è affatto significativo, giacché non permette di individuare in quali dei microvolumi via via attraversati dai fotoni incidenti si sia avuto un maggiore o minore assorbimento. Il numero di misure si moltiplica quando il tubo di COOLIDGE e il rivelatore contrapposto, in corrispondenza del piano prescelto, compiono, contemporaneamente e nello stesso senso, una traslazione lineare; tale movimento di traslazione lineare del tubo e del rivelatore viene ripetuto più volte, secondo differenti angolazioni, giacché il complesso tubo-rivelatore, fra una traslazione e l'altra, ruota di pochi gradi attorno all'asse longitudinale del corpo. Fig. 15

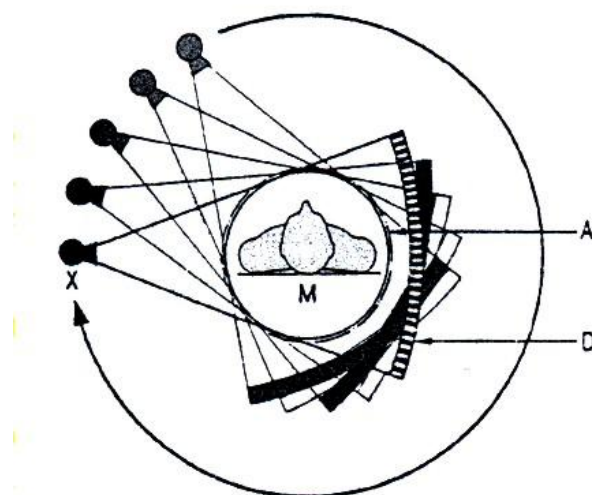


Fig. 15 Schema del principio della Tomografia Assiale Computerizzata(T.A.C.). Un sottile fascio di fotoni X, dopo aver attraversato il soggetto da esaminare con orientamento perpendicolare all'asse longitudinale del soggetto stesso, investe un dosimetro o rivelatore(D). Il tubo COOLIDGE, solidalmente con il rivelatore, compie un movimenti di traslazione rettilineo, partendo da punti diversi di un arco di cerchio. Il tubo e il rivelatore, quindi, compiono movimenti di traslazione durante l'emissione dei fotoni X e movimenti di rotazione nelle pause dell'emissione medesima, per spostarsi in punti diversi dell'arco di cerchio. Tutte le misure effettuate dal rivelatore sono memorizzate ed elaborate da un computer.

In questo modo l'elaboratore memorizza un gran numero di valori, corrispondenti alle singole misurazioni, relative a tutto lo strato esplorato e risolvendo in tempo brevissimo equazioni matematiche assai complesse, è in grado di suddividere idealmente lo strato in numerosi prismi verticali, a sezione quadrata, la cui altezza corrisponde allo spessore dello strato, è il cui lato minore è tanto più piccolo quanto maggiore è stato il numero delle misurazioni effettuate. Fig. 16

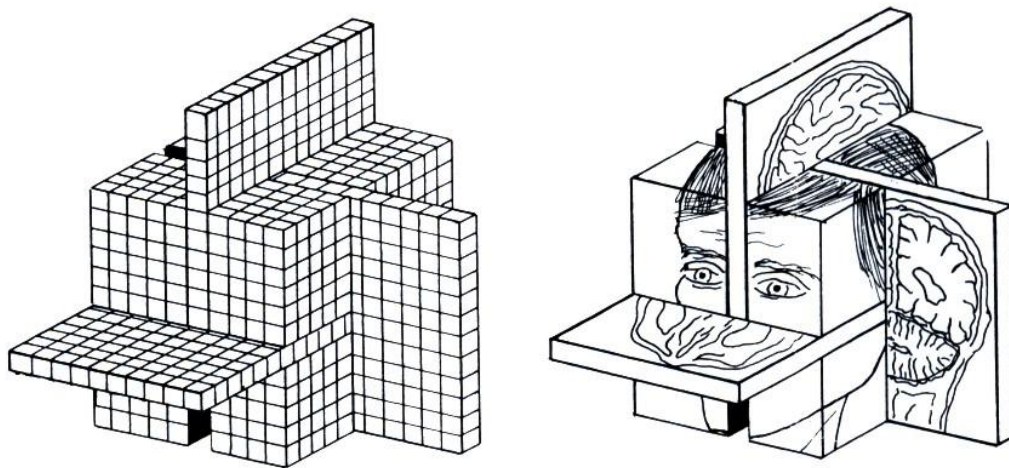


Fig. 16 Dopo la scansione T.C. il computer suddivide la fetta esaminata in numerosissimi prismi a sezione quadrata (voxel), a ciascuno dei quali assegna un valore medio di densità; sul monitor viene quindi rappresentata un'immagine costituita da altrettanto numerosi quadratini (pixel), ciascuno dei quali presenta un tono grigio corrispondente al valore di densità assegnato al rispettivo voxel.

Questo microvolume ideale corrisponde alla frazione elementare dell'immagine che viene definita "voxel". Per ciascuno dei microvolumi elementari l'elaboratore elettronico è in grado di quantificare il coefficiente di attenuazione e quindi di determinare un valore numerico di radiopacità o radiotrasparenza. Nella pratica per ottenere immagini ben definite, è indispensabile che lo strato trasversale prescelto venga esaminato secondo numerosissime incidenze e quindi con altrettanto numerose misurazioni; impiegando un solo rivelatore per la complessità del movimento si rende indispensabile un tempo di registrazione assai prolungato e quindi è possibile soltanto l'esame di strutture statiche. All'inizio della sperimentazione problemi tecnici impedivano di allargare il diametro del campo esplorabile. Successivamente fu impiegata una serie di numerosi rivelatori allineati, i quali vengono contemporaneamente esposti ad un fascio di fotoni X più ampio, di conseguenza il numero di misure effettuate nell'unità di tempo

viene a moltiplicarsi esageratamente per il numero di rivelatori usati. L'ultima soluzione che consiste in un tubo COOLIDGE rotante per 360° all'esterno di una corona di rivelatori più vicina al soggetto da esaminare è più favorevole perchè riduce l'effetto di sfumatura da penombra. Tuttavia la meccanica di tale apparecchio risulta molto più complessa. Con gli apparecchi nei quali il tubo COOLIDGE compie il solo movimento di rotazione si è pervenuti alla possibilità di eseguire l'esplorazione di un intero strato corporeo nell'ordine di pochi secondi, con microvolumi elementari a forma di prisma quadrangolare, la cui sezione trasversa può essere minore di 1 mm^2 e raggiunge 0.006 mm^2 . A ciascuno di questi microvolumi l'elaboratore assegna un preciso valore di radiopacità: tali valori sono graduati in una scala arbitraria suddivisa in 1000 valori positivi corrispondenti al coefficiente di attenuazione dell'acqua e a quello dell'osso compatto, nonché in 1000 valori negativi.

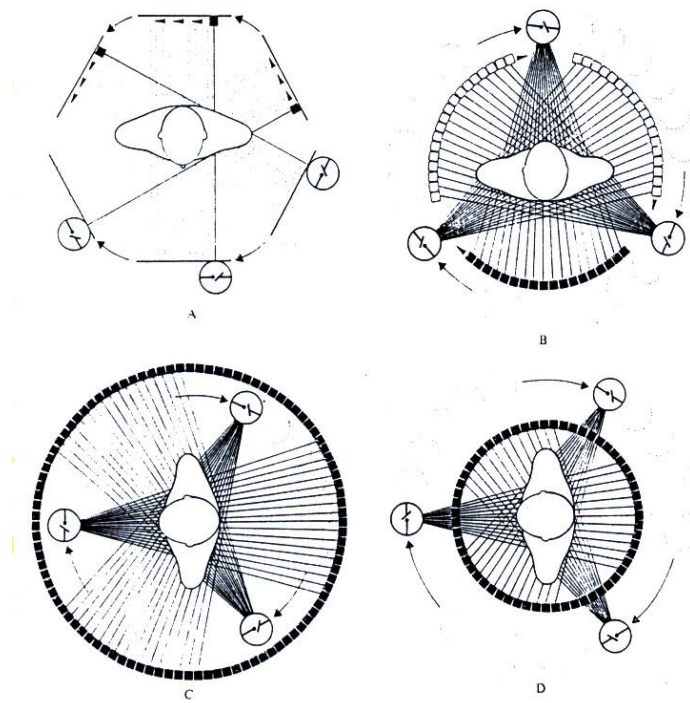


Fig. 17 Schema dei diversi tipi di TC. A) Movimento di traslazione e rotazione. B) Rotazione (360°) del tubo di una sezione di corona di dosimetri contrapposti. C) Rotazione (360°) all'interno di una corona fissa di dosimetri. D) Rotazione (360°) e oscillazione (nutazione) del tubo all'esterno di una corona di dosimetri.

Dopo aver ricostruito geometricamente la reciproca posizione dei microvolumi, l'elaboratore trasmette tutti i dati ad un tubo catodico e nel contempo li memorizza su un disco o su un nastro magnetico. Quindi l'osservatore ha la possibilità di studiare su uno schermo televisivo l'immagine costruita dall'elaboratore, con pixel più scuri in corrispondenza delle strutture più radiotrasparenti, e più chiari a livello delle strutture più radiopache. Il potere risolutivo del tubo catodico è quindi del monitor non è peraltro tale da rendere apprezzabili le più fini differenze di densità dei singoli punti, né l'occhio umano sarebbe in grado di percepire, dal bianco al nero, 2000 diverse tonalità di grigi. Pertanto i dati memorizzati possono essere osservati "aprendo" di volta in volta una finestra di 16 tonalità di grigio a diversi livelli. Quindi da quanto si è detto possiamo dire che nella T.C.

a) l'immagine radiologica di una sezione traversa del corpo umano (di spessore compreso tra 1 e 10 mm) è costruita da un elaboratore elettronico, sulla base di numerose misurazioni dosimetriche effettuate sul fascio emergente.

b) calcolando matematicamente i dati raccolti in numerosi strati congiunti l'elaboratore è in grado anche di costruire immagini radiologiche verticali di uno strato desiderato con raffigurazioni simili a quelle della tomografia tradizionale ma con più precisa definizione delle diverse densità. La definizione delle immagini è tanto maggiore quanto più numerose sono state le misurazioni non ripetitive; per ciascuno strato esaminato vengono eseguite ed elaborate parecchie centinaia di migliaia di misurazioni e, per indagini di precisione, sino a 1.500.000 misure. Con l'aumentare della definizione e del contrasto aumenta quindi anche la dose di radiazioni assorbite dal paziente; quindi, caso per caso, si giunge ad una sorta di compromesso per ottenere il migliore risultato con una dose assorbita accettabile.

c) il contrasto per strutture di diversa radiopacità è enormemente aumentato, rispetto a quello fornito dalla radiografia su pellicola radiografica, essendo i valori di densità dell'immagine distribuiti su una scala di 2000 valori. Pertanto sono riconoscibili con la T.C. strutture anatomiche non individuabili nelle radiografie tradizionali.

d) il tempo di registrazione minimo sinora raggiunto negli apparecchi in commercio è di 1 s; per lo studio di strutture statiche è peraltro preferibile impiegare tuttora tempi di registrazione superiori;

e) il tempo di costruzione dell'immagine, corrispondente al tempo di calcolo dell'elaboratore, è variabile; esistono in commercio apparecchi nei quali tale tempo è stato annullato, giacchè l'elaboratore è in grado di fornire immediatamente un'immagine almeno orientativa.

f) per ogni strato esaminato si memorizzano tutti i valori dosimetrici rilevati; da questi è possibile ottenere una serie di immagini otticamente diverse variando il livello di grigio. Questo studio impiega, dopo la registrazione, il radiologo in un lungo lavoro di ricerca delle immagini più significative ai fini diagnostici.

Concludendo la T.C. nei confronti della radiografia tradizionale, consente di dimostrare strutture la cui differenza di radiopacità, rispetto a quella delle strutture adiacenti, è così piccola da non essere rilevabile all'esame radiologico tradizionale. E' questa l'acquisizione che ha rivoluzionato in questi ultimi anni molti capitoli della radiodiagnostica per immagini. E' tuttavia un'indagine impegnativa e costosa che per lo più comporta per il paziente l'assorbimento di una dose superiore a quella di un esame radiografico tradizionale.

Capitolo 2

L'Immagine Tridimensionale

Introduzione

Presenteremo in questo capitolo i software utilizzati per ricostruire l'immagine tridimensionale della mandibola umana espantata ed essiccata proveniente sia da scansione digitale che dalla Tomografia Computerizzata e di come attraverso quest'ultimi è stato possibile ricostruire la geometria che descrive in modo dettagliato l'anatomia della mandibola e la sua forma molto complessa. In primo luogo descriveremo l'utilizzo dei software di scansione di ricostruzione (CyDir - RAPID FORM), di MIMICS e di come attraverso questo sia possibile leggere il file (DICOM = Digital Imaging and Communications in Medicine) che rappresentano le varie scansioni della T.C.

LASER SCAN

2.1 Scansioni – Applicazioni con RAPID FORM

La prima operazione che abbiamo fatto è stata la scansione della mandibola, dopo averla privata dei denti. Abbiamo posto la mandibola su un blocchetto di legno di altezza di qualche centimetro, e l'abbiamo fissata mediante della plastilina. La parte di mandibola ricoperta di plastilina, ovviamente, risultava essere nascosta nella scansione. Per risolvere questo problema e i problemi di sottosquadro, quindi per cogliere bene tutte le superfici poste a diverse angolazioni (la base, i condili, la parte anteriore ecc.) in modo da ottenere la rappresentazione di tutta la mandibola, sono state fatte quattro scansioni, variando la posizione della mandibola ad ogni scansione. Infatti ad esempio una scansione fatta ponendo la mandibola in posizione orizzontale potrebbe non coglierne la base, per cui è necessario ruotarlo. Il software che controlla lo scanner è CyScan, mediante il quale è possibile fissare i parametri di interesse per la qualità dell'immagine e i parametri di movimento della piattaforma. Il software è compatibile con i sistemi

operativi Windows (Windows 2000 Professional & XP Professional) ed utilizza un'interfaccia grafica intuitiva e veloce. I parametri che devono essere fissati prima di dare avvio alla scansione sono la risoluzione e l'ampiezza di traslazione del carrello. La *risoluzione* è la distanza tra due punti adiacenti ed è il parametro da cui dipende la fedeltà con cui l'immagine visualizzata riproduce l'oggetto reale; quanto più l'oggetto ha forma complessa tanto minore dovrà essere la risoluzione scelta, in modo tale che, cogliendo un elevato numero di punti, lo scanner sia in grado di fornirci delle immagini molto simili all'oggetto reale. Il software di consente di scegliere tra valori di risoluzione di 0.25, 0.50, 0.75 e 1 mm, ma nel nostro caso abbiamo scelto una risoluzione di 0.25 in quanto la mandibola è una forma molto complicata. Per quanto riguarda l'*ampiezza di scorrimento del carrello* i valori proposti sono 5, 10, 15 e 20 cm. Questo valore è stato fatto variare tra 15 e 20 cm, a seconda della posizione della mandibola, controllando con un test, ovvero una prova che prevede un unico scorrimento del piatto, che l'ampiezza scelta consentisse al laser di scansionare la mandibola in tutta la sua larghezza. Il software CyDir, inoltre, fornisce un'interfaccia intuitiva per l'intero processo.

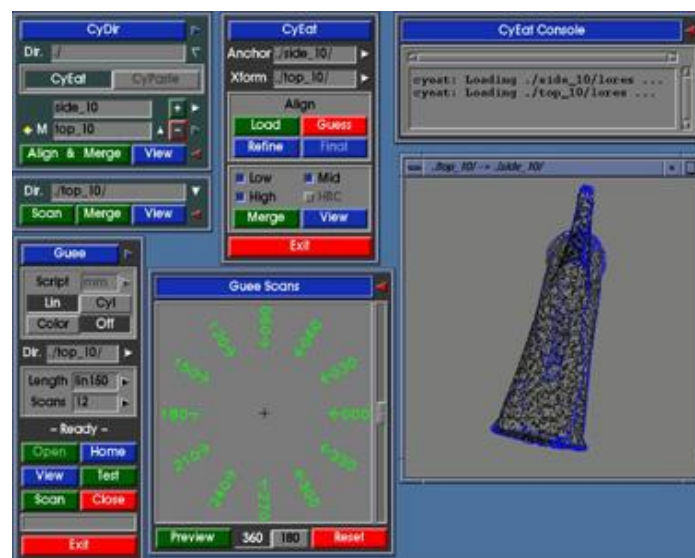


Fig 18: Interfaccia di CyDir

Tramite CyDir si sceglie se fare una scansione lineare o cilindrica, si stabilisce con il comando scans il numero di scansioni che lo scanner deve compiere per ogni processo di scansione e si procede ad un test per provare che la scansione si svolga correttamente. Fatto ciò il comando Scan dà avvio alle scansioni. terminate le scansioni queste possono essere visualizzate con CyEdit che , con un pennello colorato, permette una prima “pulizia” dell’immagine: è così che viene eliminata la plastilina che non fa parte dell’osso.

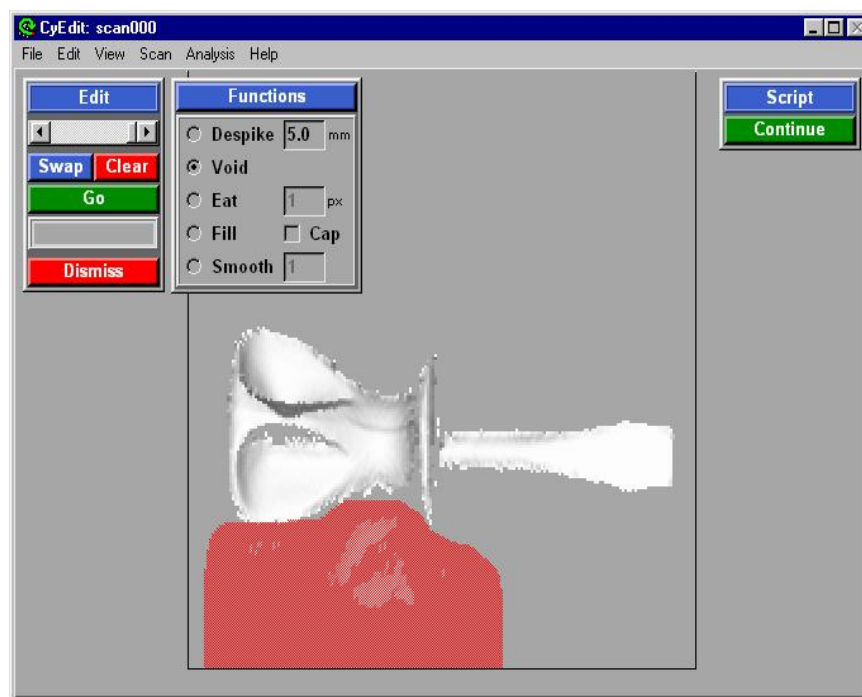


Fig 19: Interfaccia di CyEdit

Dopo questa operazione si effettua l’aligning e il merge delle immagini scannerizzate per ottenere un’unica immagine della mandibola salvata come file.ply. I quattro file corrispondenti alle quattro scansioni così ottenuti per quanto sembrassero precisi, ben definiti e privi di imprecisioni se visualizzati con il software dello scanner, sono risultati invece essere affetti da rumore se osservati con Rapid Form, il più avanzato software per reverse engineering, che abbiamo utilizzato nelle successive elaborazioni dell’immagine. Rapid Form è un pacchetto di modellazione di elevata qualità

compatibile con tutte le piattaforme Windows. Esso offre un insieme di strumenti pensati per convertire dati del mondo reale ricavati da scansioni 3D in dati visivi di alta qualità, accurati e utili per una grande varietà di applicazioni. Oggi Rapid Form è il software più potente e con il maggior numero di funzioni esistente per l'elaborazione di immagini 3D scannerizzate. Tale software funge da ponte tra gli scanner 3D e tutte le applicazioni a valle come CAD, CAM, FEA ed altri in quanto converte i dati provenienti da diversi dispositivi di scansione come scanner laser, a luce bianca, moire, CT/MRI e sonde, visualizzati come nuvole di punti, in modelli solidi rappresentabili sotto forma di meshes poligonali di ogni grandezza precise e prive di errori oppure come superfici freeform NURBS accurate e fortemente controllate. Vi sono infatti due metodi comuni in cui salvare dei modelli 3D nella memoria di un computer: Il primo metodo consiste nell'usare delle mesh (dette anche facet), generalmente usate per il rendering, l'animazione o il design concettuale. Le mesh sono intrinsecamente inaccurate dato che non sono altro che una collezione di triangoli piani. Infatti, anche se una superficie è curva un modellatore di mesh la rappresenta con dei triangoli piani. Questa metodologia è adatta nella maggior parte dei rendering, delle animazioni e dei giochi ma non per la produzione industriale. Il secondo metodo si avvale invece delle NURBS. La geometria NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) è una rappresentazione matematica che definisce accuratamente qualunque forma: da una semplice linea ad un cerchio, un arco o un cubo, sino al più complesso solido o superficie a forma libera od organica 3D. Grazie alla sua accuratezza e flessibilità, i modelli NURBS possono essere usati in molti processi differenti, dalle illustrazioni ed animazioni sino alla progettazione industriale. La maggior parte dei programmi CAD, CAM, CAE e CAID rappresentano forme free-form mediante NURBS. Se l'obiettivo primario di un'applicazione è il design meccanico e non la creazione di forme free-form, è possibile che l'implementazione NURBS sia meno robusta di quella richiesta nel caso in cui si debbano creare forme free-form. Ciò è tipico dei modellatori di solidi parametrici basati su caratteristiche a medio raggio che attualmente sono molto popolari. Come già detto le immagini poligonali così ottenute potranno poi essere utilizzate nella progettazione CAD, che è alla base della tecnica del Rapid Prototyping.

Le tecniche di RP sono dei sistemi in grado di riprodurre un oggetto anche complesso con tecniche additive partendo dalla sua definizione matematica specificata su un CAD tridimensionale. Il RP consente così di realizzare in tempi ridottissimi (da alcune ore a pochi giorni) un prototipo in un'ampia gamma di materiali, indipendentemente da forma e complicazione geometrica, senza nessun ausilio di attrezzature. RapidForm rende possibile la creazione di modelli in 3D senza difetti e senza precedenti in velocità. Esso è dotato di un'organizzazione modulare composta di nove moduli:

- Scan Workbench consente di pulire le immagini provenienti dallo scanner sotto forma di nuvole di punti, triangolarle come meshes poligonali e realizzare il merge di più immagini fino ad ottenere un modello 3D completo;
- Polygon Workbench mette a disposizione dell'utente un vasto insieme di funzioni per ottenere poligoni di elevata qualità;
- Color Workbench consente di ottenere perfetti modelli a colori;
- Curve Workbench permette di suddividere la mesh poligonale con una serie di curve NURBS;
- Surface Workbench consente la creazione di superfici sia in modalità automatica che in modalità manuale;
- Feature Workbench possiede tutte le funzioni per estrarre e modificare modelli 3D da dati scansionati;
- Inspect Workbench realizza il passaggio dai dati scansionati alla prototipazione di modelli CAD;
- Exchange Workbench consente di trasferire un modello fisico reale, ad esempio CAD, in RapidForm;
- 3D Imaging Workbench offre una serie di soluzioni per la visualizzazione e la conversione di set di dati MRI/CT in poligoni 3D e modelli NURBS.

I file.ply salvati precedentemente con RapidForm assumono estensione mdl. Come già detto sopra i file derivanti dalla scansione aperti con Rapidform si presentano come delle nuvole di punti che possono però anche essere visualizzati in ombreggiatura (shading). L'immagine è rappresentata a colori perché il programma è in grado di

riprodurre la texture dell'oggetto reale. Il software dello scanner è in grado di fornire tre immagini(shell) della stessa scansione a diversi gradi di risoluzione: lores(bassa risoluzione), midres(media risoluzione), hires(alta risoluzione). Per le successive elaborazioni abbiamo utilizzato solo i file hires delle quattro scansioni, in quanto, essendo caratterizzati da alta risoluzione, sono quelli che ci forniscono la migliore accuratezza. Questi, aperti con RapidForm, presentavano del rumore sovrapposto. E' stato quindi necessario farne una "pulizia" più accurata di quella già fatta con CyDir. Per questa operazione si utilizza il primo modulo messo a disposizione da RapidForm, ovvero lo Scan Workbench, che, con l'opzione Select Vertex, consente di evidenziare i punti non appartenenti all'immagine e cancellarli.

I quattro file così ottenuti sono:

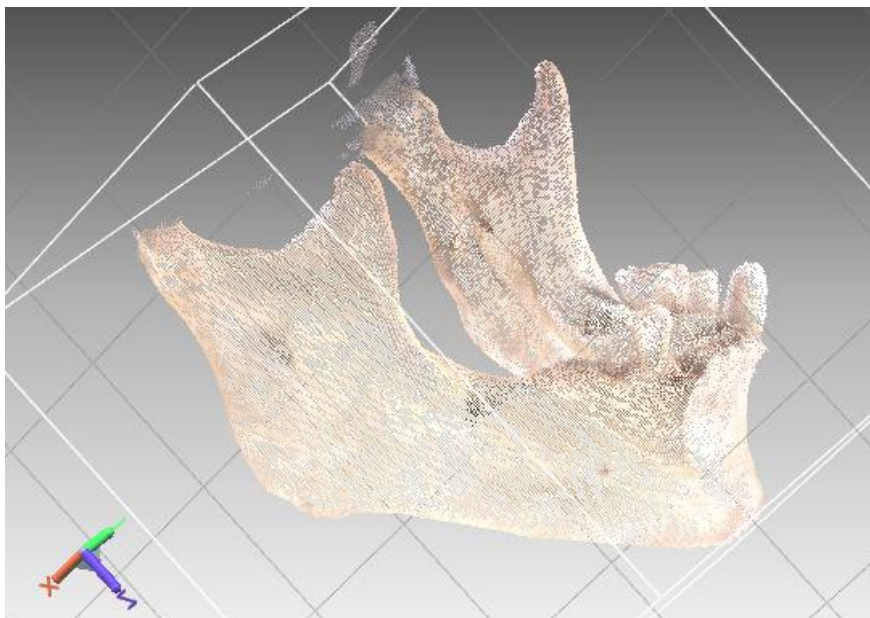


Fig. 20: hires 1

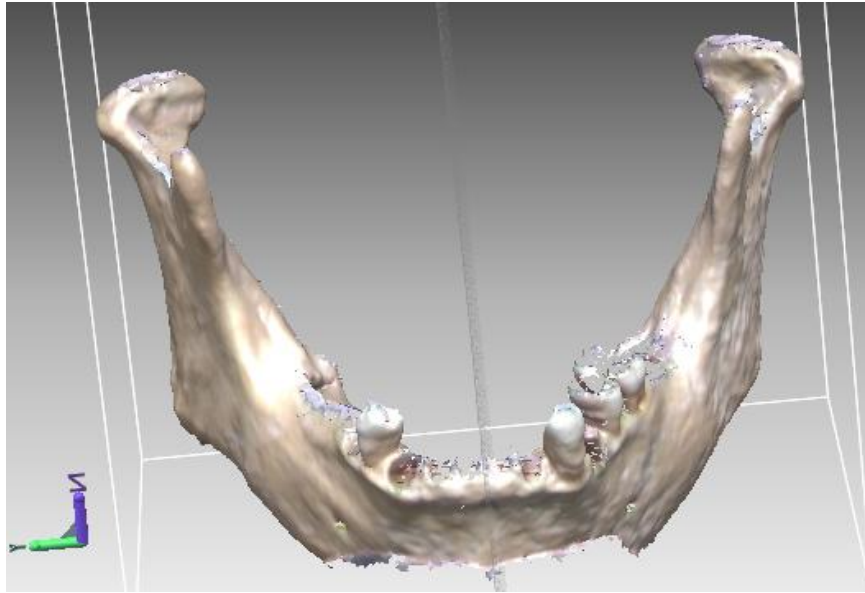


Fig. 21: hires 2

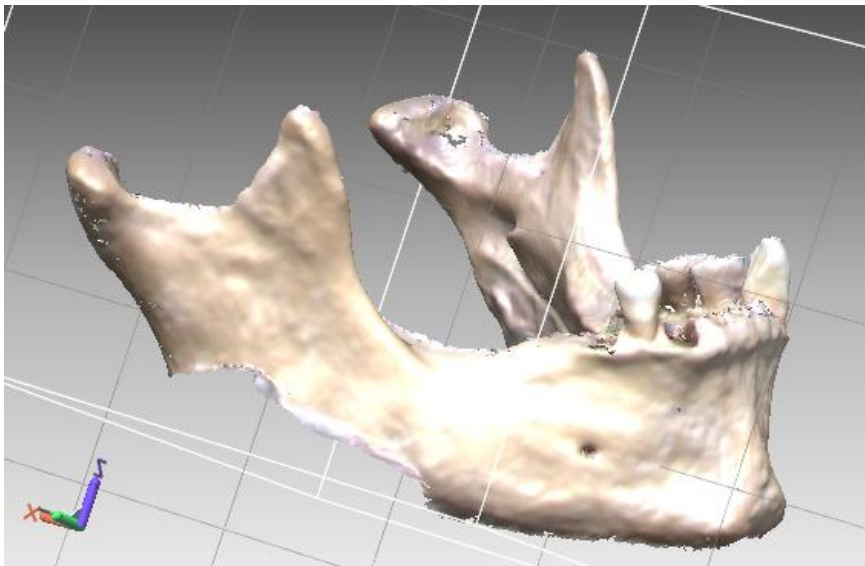


Fig. 22: hires 3

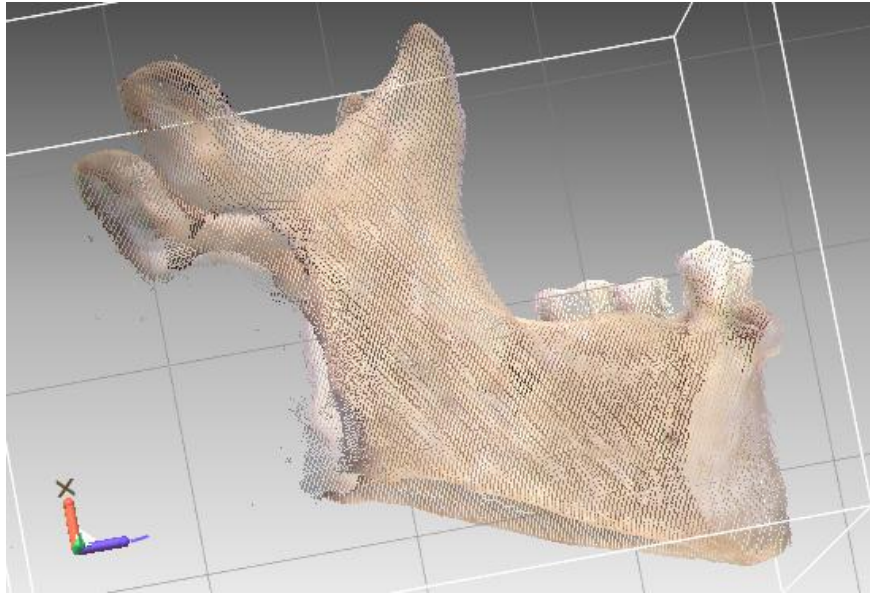


Fig. 23 : hires 4

Per compensare i pezzi mancanti in ogni scansione dovuti alla presenza della plastilina di sostegno e alla posizione particolare della mandibola che comportava problemi di sottosquadro, a causa del fatto che il laser non era in grado di penetrare attraverso l'oggetto, è stato necessario sovrapporre le immagini. La sovrapposizione delle scansioni è un'altra delle opzioni offerte da Scan Workbench. Le immagini possono essere trattate due per volta: dopo aver selezionato i comandi Build > Register > 2 Shells > Initial si clicca sulle immagini da sovrapporre e su ognuna delle due scansioni si individuano tre o più punti che dovrebbero sovrapporsi. Per ottenere una sovrapposizione più precisa questa operazione è stata ripetuta tre o quattro volte per ogni nuova sovrapposizione, fino ad ottenere un risultato soddisfacente. Il risultato cui si è giunti dalla sovrapposizione delle quattro shell è rappresentato dalla figura 23.

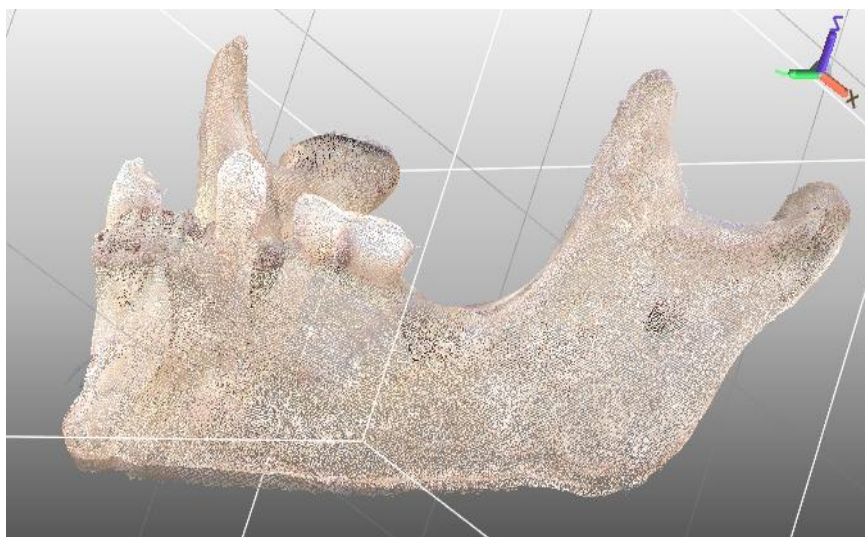


Fig. 23: sovrapposizione delle quattro shell

Con l'operazione di merge le quattro shell che formano l'immagine sono state unite in un'unica shell su cui sono state svolte le operazioni successive. Il numero di punti che lo scanner è in grado di rilevare, però, è molto elevato, e non tutti i punti sono realmente necessari a rappresentare correttamente l'oggetto: si dice che si ha una ridondanza. Le operazioni che, sempre nel modulo Scan Workbench, hanno consentito di eliminare la ridondanza della nuvola di punti sono:

- filtraggio del rumore (opzione filter noise) per rendere l'immagine più pulita;
- filtraggio della ridondanza (opzione filter redundancy) per ridurre il numero di punti che rappresentano l'immagine al numero minimo necessario, per evitare di sovraccaricare la memoria del computer di informazioni inutili. Con l'operazione filter redundancy il software elimina i punti delle diverse scansioni che si sovrappongono o che si trovano ad una distanza inferiore di un minimo stabilito dall'utente e sono inutili ai fini di una corretta visualizzazione dell'immagine;
- operazione di sample, con cui è possibile stabilire la percentuale di cui si vuole ridurre il numero di punti della shell;

- operazione di smoothing con il comando smooth points che consente di ridurre le irregolarità della superficie della shell.

Solo dopo aver eseguito tutte queste operazioni è possibile passare alla poligonalizzazione, operazione eseguita grazie alle opzioni del modulo Polygon Workbench. Tale operazione trasforma la nuvola di punti in un poligono costituito da una serie di triangoli orientati che approssimano la superficie della mandibola. L'oggetto con cui abbiamo a che fare è però un oggetto molto complesso: la mandibola ha infatti una forma tutt'altro che regolare e molti e diversi raggi di curvatura. La procedura di triangolazione è stata quindi in questo caso piuttosto complicata e composta dalle seguenti operazioni:

- copia della shell
- forte riduzione della ridondanza della shell, copiata ripetendo più volte l'operazione filter redundancy;
- applicazione dell'operazione di triangolazione superficiale alla shell copiata;
- chiusura di tutti i buchi che si erano venuti a creare con il comando fill holes e applicazione del comando subdivide shell per suddividere la triangolazione;
- sovrapposizione della shell originale e di quella copiata;
- ulteriore suddivisione della triangolazione.

Il poligono ottenuto, al contrario della nuvola di punti, ha consistenza solida ma superficie piuttosto scabra a causa della complessità della forma della mandibola.

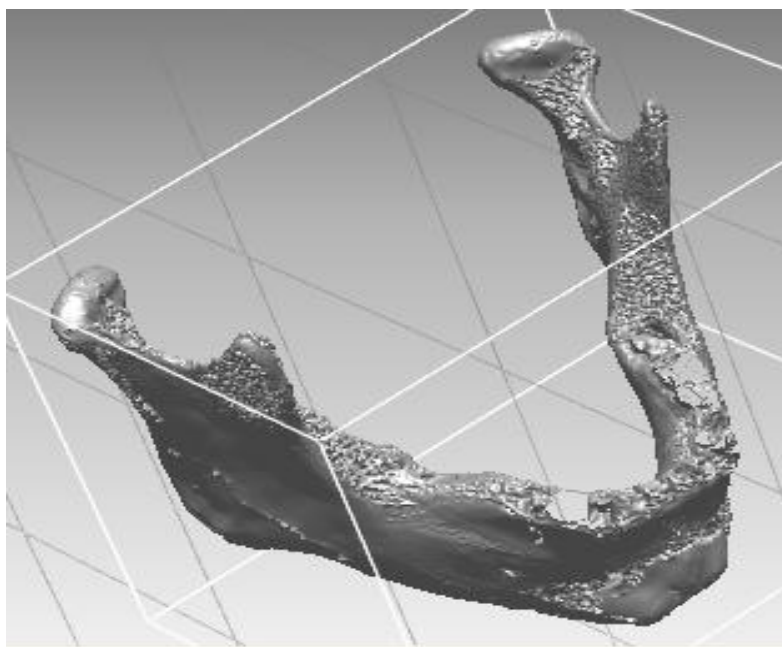


Fig.24: shell triangolata

Per ottenere una geometria regolare è stata poi applicata alla mandibola triangolata un'operazione di smoothing punto per punto, grazie ad un pennello passato sulla zona irregolare, fino ad ottenere l'immagine presentata nella figura sottostante.

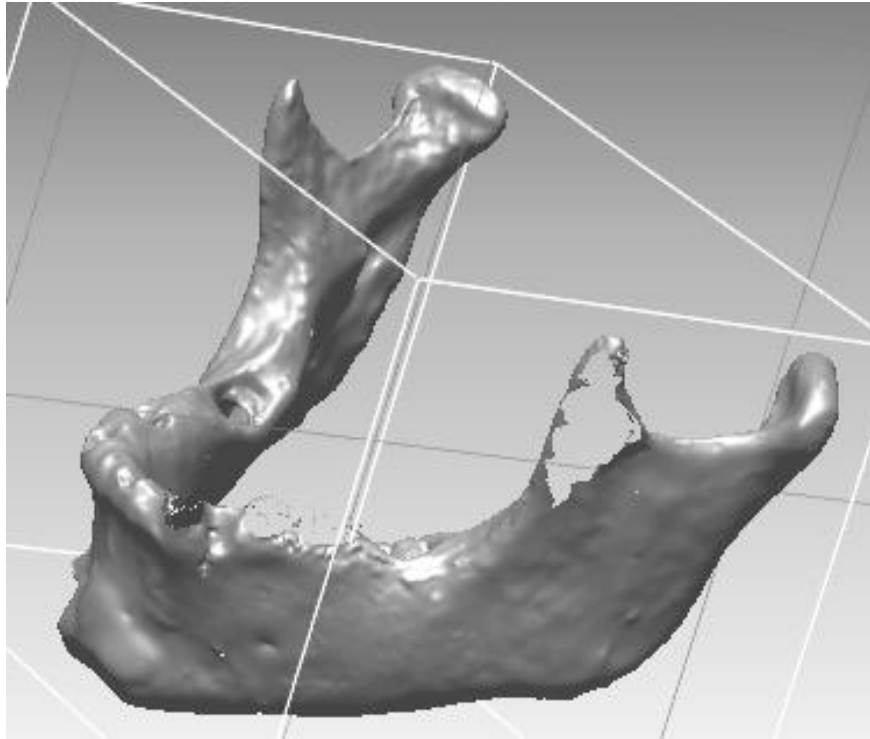


Fig. 25: smoothing della shell

Le aperture osservabili all'interno del poligono in corrispondenza dell'arcata dentale sono dovute all'eliminazione dei denti rimasti incastrati nella mandibola a causa di una radice troppo profonda. Per ottenere un poligono chiuso, che contenesse al suo interno tutto il volume mandibolare queste aperture sono state colmate con il comando fill holes che Rapid Form mette a disposizione. Ciò di cui abbiamo dovuto assicurarci è che tutto il poligono avesse normale alla superficie rivolta verso l'esterno: la presenza di una zona di normale invertita sul condilo, infatti, determina la visualizzazione di un'apertura, colmata con l'inversione di normale della superficie corrispondente. Applicato nuovamente lo smoothing il risultato è stato:

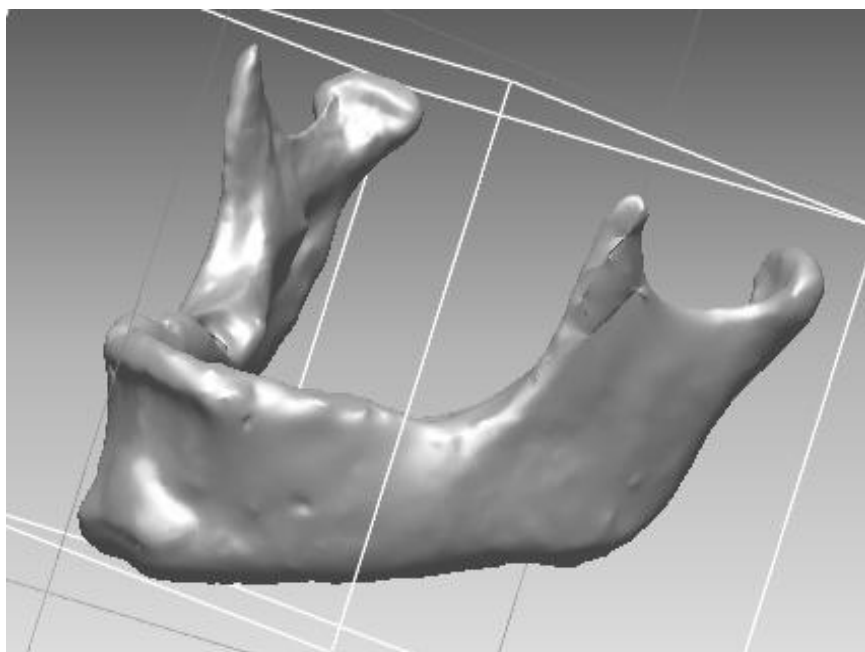


Fig. 26: poligono finale

Per ottenere l'espressione geometrica della superficie è stato necessario individuare sulla superficie delle curve che la suddividessero in più pezzi, in modo che in ogni singola parte individuata si potessero ricostruire le superfici: ogni superficie è individuata dal calcolatore come un'espressione algebrica, e quindi l'unione di più superfici ricostruisce l'equazione e quindi la geometria della mandibola. Le superfici, ovviamente, devono avere ampiezza opportuna per seguire bene tutte le curvature dell'oggetto. Per individuare le curve sulla superficie della mandibola si passa ad utilizzare le funzioni messe a disposizione dell'utente dal programma all'interno del modulo Curve Workbench. Tra queste quella utilizzata è stata l'opzione slice. La selezione del comando slice determina la visualizzazione di due superfici parallele poste alle due estremità della mandibola secondo la direzione scelta, X, Y o Z. La posizione delle due superfici può essere variata e spostata lungo la mandibola. Scelto il numero di slices da applicare, al comando ok vengono disegnate entro lo spazio tra le due superfici le curve parallele tra di loro che individuano delle sezioni della superficie del poligono. Le curve, ovviamente, devono essere infittite laddove l'oggetto presenta un maggior

numero di particolari o è curva per seguire meglio la geometria della mandibola mentre possono essere diradate nelle zone in cui la superficie è più liscia.

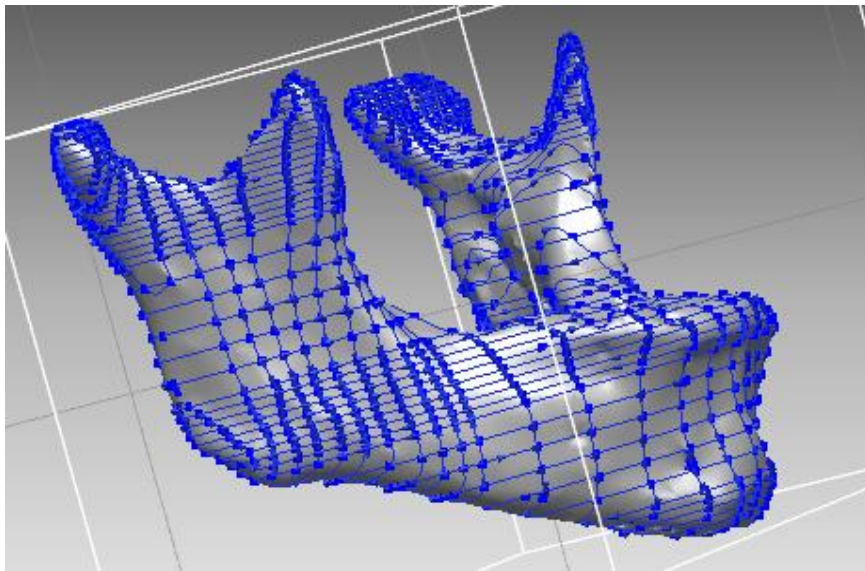


Fig.27: curve

Le curve individuano sulla superficie una serie di spazi di forma quadrangolare che possono essere trasformati in superfici. Data la complessità del modello in esame per semplicità di utilizzo per la realizzazione delle superfici abbiamo fatto riferimento ad un altro software di modellazione 3D, Hypermesh 3D.

2.3 Software per la ricostruzione delle immagini 3D provenienti dalla T.C.

Il problema della bioingegneria è molto sentito dalle software house che si prefiggono come scopo quello della simulazione f.e.m. e cad. Oggigiorno, infatti, sono disponibili molti prodotti che hanno come scopo l'interpretazione e la lettura di immagini provenienti dalla tomografia computerizzata. In base a ciò che è stato detto nel capitolo primo, essendo stata resa digitale la radioscopia, e quindi la diagnosi per immagini, è possibile quando un paziente si sottopone ad una T.C. vedere le immagini oltre che nel formato classico anche nel formato digitale. Ciò vuol dire che è possibile riversare su un formato ottico (cd) tutte le slice che caratterizzano la Tomografia eseguita al paziente.

Quindi inserendo il cd in un apposito programma con un comune computer è possibile visualizzare ciò che fino a pochi anni fa era rappresentato da una serie di fogli lucidi simili alla fotografie. Nasce così quello che è il formato per il computer delle immagini provenienti da una radiografia. Tale formato è stato opportunamente standardizzato ed è chiamato DICOM. In internet è possibile anche trovare dei semplici lettori di tali file anche gratuiti in modo che un qualsiasi utente dotato di personal computer possa visualizzare queste immagini. In questo lavoro di tesi verranno tuttavia utilizzati programmi che permettono non solo di visualizzare tale immagini ma anche di poter eseguire modifiche sulle stesse e interventi che consentono la visualizzazione e la creazione della immagine 3d. Quelli che risultano avere maggiore funzionalità ed efficienza sono: AMIRA 3.0 della TGS e MIMICS della MATERIALISE. Parleremo in particolare al secondo dei due.

2.4 TGS AMIRA

Come accennato uno dei software utilizzati per questo lavoro di tesi è stato AMIRA 3.0 della TGS. Tale software si prefigge tra le varie funzioni di interpretare e ricostruire geometrie complesse che derivano dal campo medico. Esso è in grado di leggere file medici come i DICOM, utilizzati nella tomografia, e i file che vengono dalla risonanza magnetica. Attualmente risulta il migliore per la ricostruzione e visualizzazione delle immagini 3d mediche, in quanto dà la possibilità di intervenire su una serie di parametri che consentono una corretta visualizzazione dell'oggetto 3d. Nella figura (Fig. 12) in basso possiamo vedere la corretta visualizzazione di tutta la zona del massiccio facciale e della articolazione temporo-mandibolare eseguita da Amira.

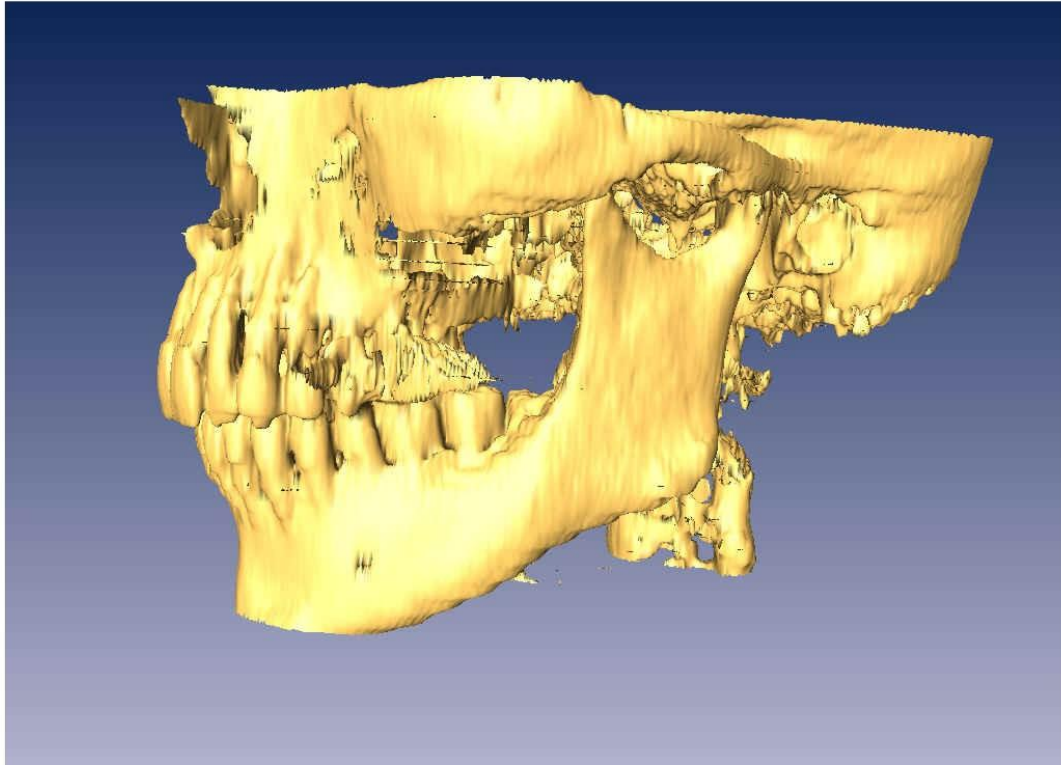


Fig. 28 Ricostruzione del massiccio facciale mediante l'utilizzo di TGS AMIRA

Tale software, tuttavia, non risulta efficiente allo stesso modo per l'estrazione della geometria che caratterizza l'oggetto tridimensionale.

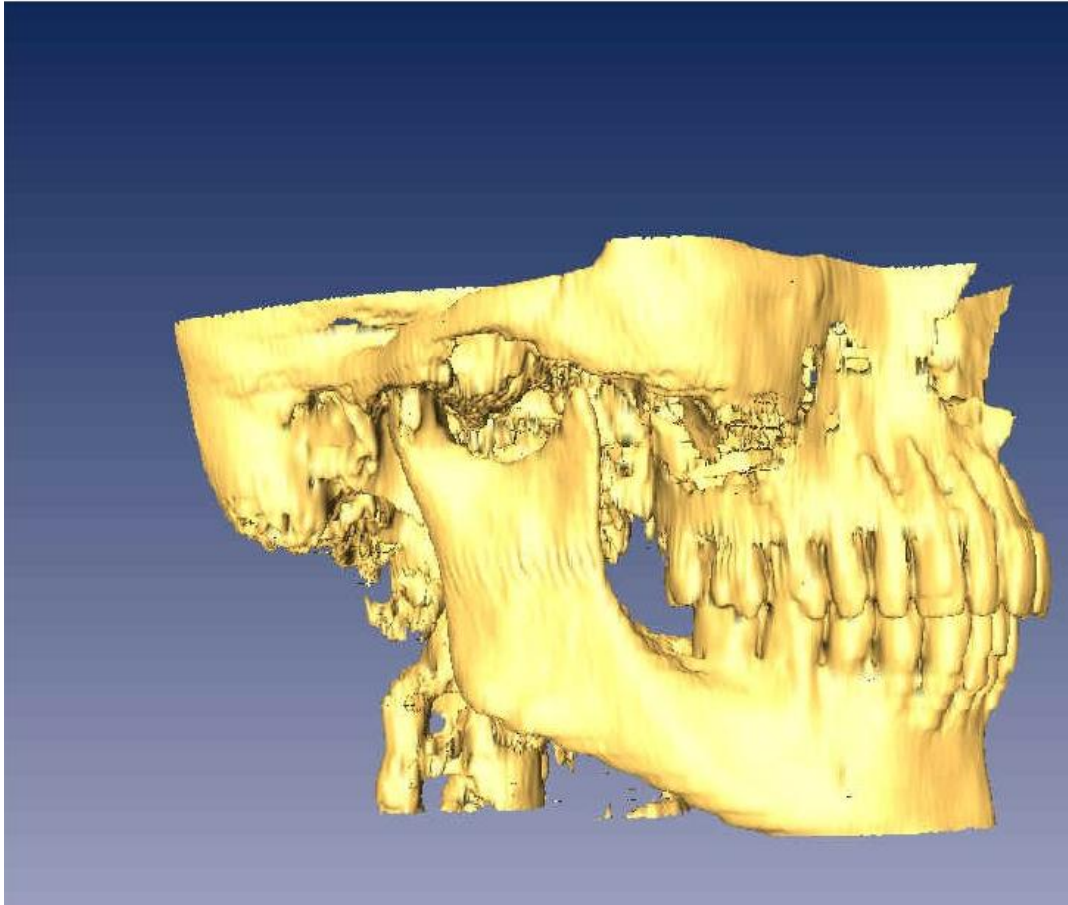


Fig. 29 - Particolare del massiccio facciale. La ricostruzione è stata ottenuta mediante l'utilizzo di TGS AMIRA

In modo particolare è possibile vedere nelle Fig. 12 e 13 come AMIRA effettua un'ottima ricostruzione della mandibola, in modo che l'operatore possa riscontrare malformazioni e problemi legati alla mandibola stessa, ma soprattutto è da notare il grado di definizione che si riesce ad ottenere con tale software. Tuttavia Amira presenta alcuni punti di debolezza. Esso è risultato molto funzionale per la ricostruzione di geometrie poligonali. Nello specifico il software si è comportato molto bene quando gli viene chiesto di creare un file di tipo STL (Solid To Layer) (Fig. 30).

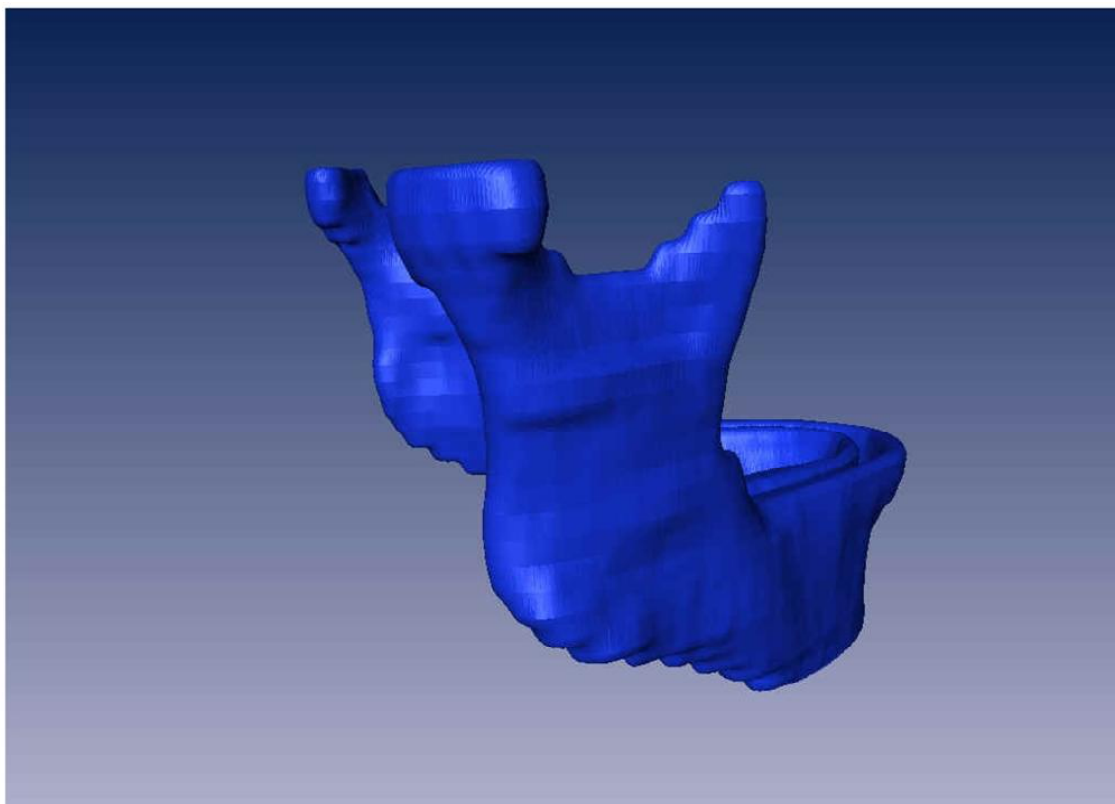


Fig. 30 - Visualizzazione del file STL prodotto con AMIRA

Tale file è formato da una serie di triangoli che meglio approssimano la geometria della mandibola. Il software permette anche di semplificare il modello, permettendo di intervenire sul numero di triangoli che compongono l'oggetto tridimensionale ma ciò è a discapito della qualità della ricostruzione. Gli spigoli della geometria non sono arrotondati in modo corretto, si perde il grado di raffinatezza dell'immagine, ma si guadagna molto nei tempi di ricostruzione. Ciò si ripercuote anche sull'eventuale prototipo quando viene realizzato. Quindi il file STL che proviene da Amira è e deve essere utilizzato per la prototipazione rapida, ma non risulta utile se si vuole fare uno studio numerico basato sulla discretizzazione. Rimane comunque da dire che Amira rimane un ottimo strumento quando si vuole creare un prototipo per la progettazione di una eventuale protesi, cosa molto sentita in campo bioingegneristico. Alla base di tutte queste considerazioni bisogna tener presente che i numerosi inconvenienti riscontrati nella ricostruzione della geometria, sono da imputare non solo alla complessità della

articolazione temporo-mandibolare e alla complessa forma della mandibola, ma anche al fatto che non esiste ancora un software che è in grado di eseguire queste operazioni in modo automatizzato e veloce, con un intervento non molto incisivo dell'operatore, che deve possedere conoscenze sia mediche che ingegneristiche per poter operare in modo corretto.

2. 5 MATERIALISE MIMICS

Uno dei migliori prodotti della materialise è il MIMICS, ottimo programma che può essere utilizzato nel campo bioingegneristico. Faremo riferimento in questo lavoro a tale software perché è risultato molto affidabile sotto alcuni punti di vista, pur tuttavia sono presenti alcuni inconvenienti che caratterizzano il software e che la Materialise stessa “promette” di risolvere con le versioni successive. La versione utilizzata è la versione 7.1. Di seguito verranno descritte ed illustrate le varie fasi del programma che permettono di raggiungere una parte del risultato ottenuto. La prima fase è la lettura dei file DICOM (Fig. 31). MIMICS infatti prevede la possibilità di selezionare il tipo di indagine medica effettuata sul paziente. E' possibile scegliere tra un'indagine di tipo topografico e una basata sul principio della risonanza magnetica. Una volta selezionata la T.C. è possibile selezionare le slice che andranno a comporre il progetto che si vuole sviluppare.

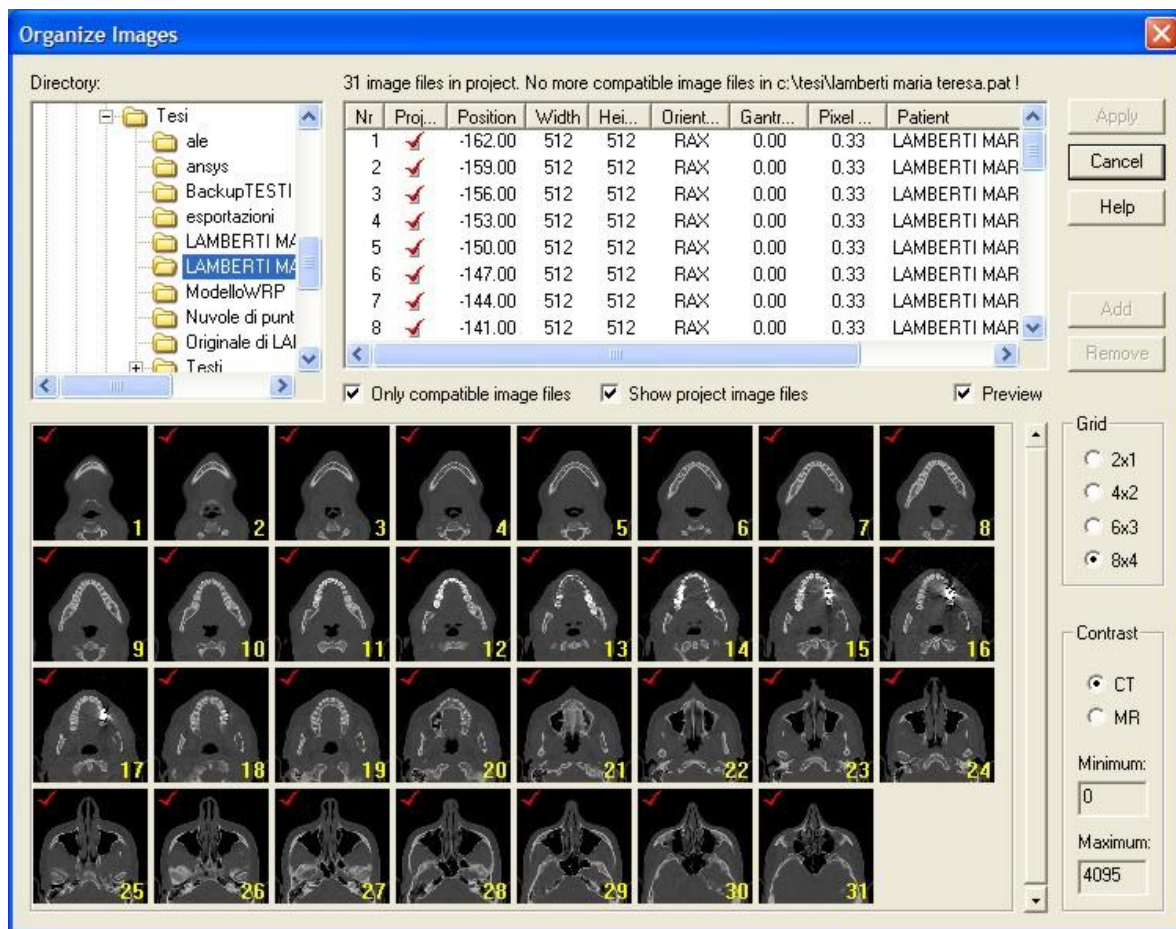


Fig. 31 - Importazione delle SLICE. Il software utilizzato è MIMICS della MATERIALISE SOFTWARE

Risulta infatti importante selezionare le sole slice che servono per formare l'oggetto 3D che si vuole creare. Risulta importante in questa fase di selezione anche l'ordine di selezione delle slice stesse. Effettuata la selezione delle immagini DICOM, passiamo all'importazione di questi ultimi in modo che il software possa riconoscere le immagini e disporle in modo corretto. Tutte queste fasi permettono la creazione del progetto che si vuole realizzare. Creato quindi il progetto, è possibile visualizzare in prima approssimazione l'anatomia che caratterizza la parte su cui è stata fatta l'indagine medica. Attraverso opportuni accorgimenti tale immagine può essere modificata e resa più pulita. Infatti quando si effettua una scansione T.C. il paziente viene opportunamente posizionato su appositi supporti che verranno riportati nella scansione.

È compito quindi dell'operatore capire quelle che sono le parti del corpo umano che devono essere analizzate e quelle che sono le impurità dovute ai supporti.

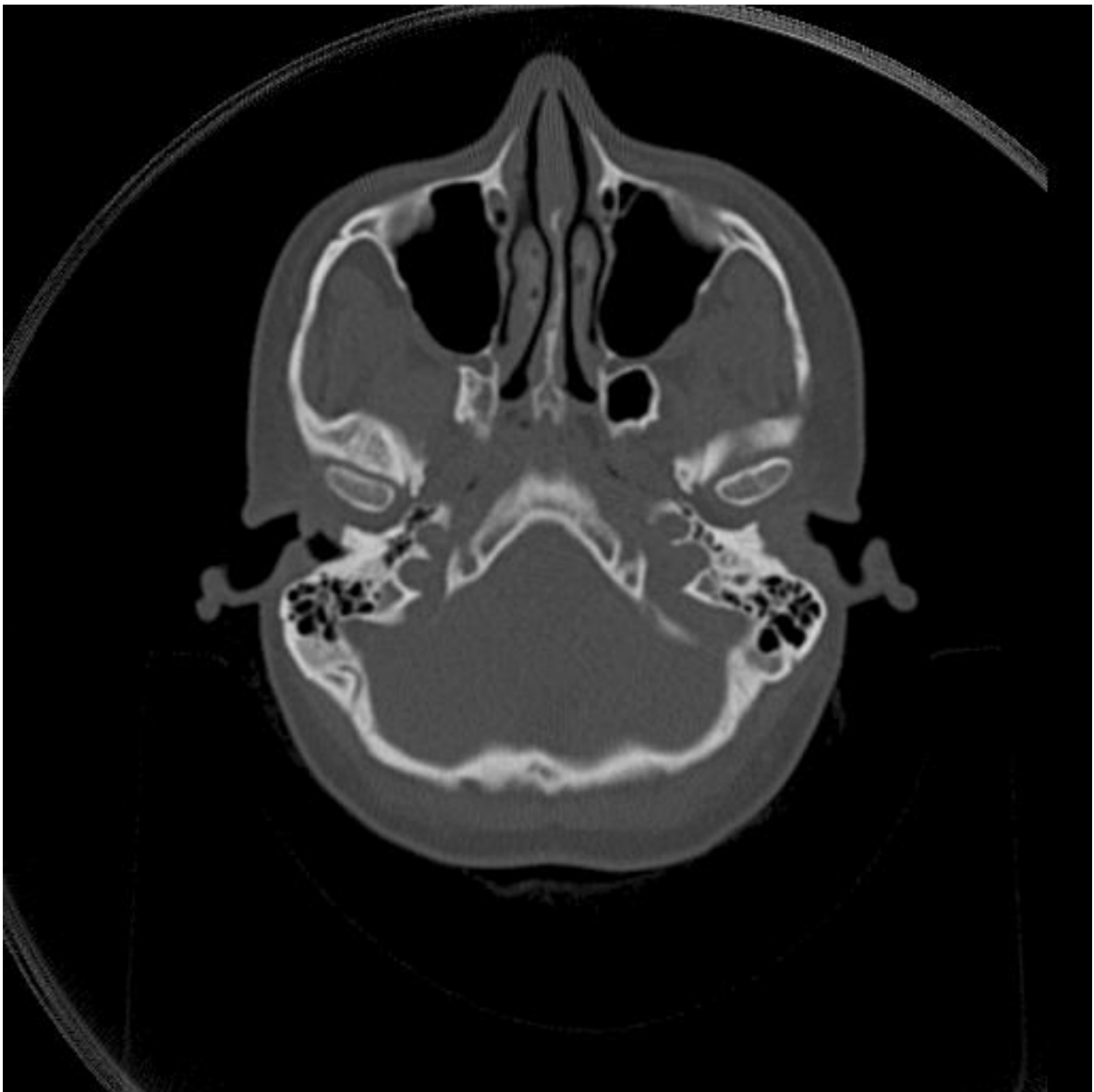


Fig. 32 - In questa immagine infatti è possibile vedere un contorno circolare che rappresenta una superficie di appoggio.

Un ulteriore problema in cui si può incorrere quando si analizza una T.C. del massiccio facciale è rappresentato dal fatto che, il paziente può presentare denti le cui carie sono state otturate con materiale contenete metallo Biocompatibile, in particolare leghe di

argento. Tale metallo infatti risulta sensibile ai raggi x, provoca quindi una “esplosione” dell’immagine. Ciò comporta una perdita di informazioni da parte dell’operatore, il quale non sempre riesce a ricostruire l’oggetto tridimensionale in modo corretto.

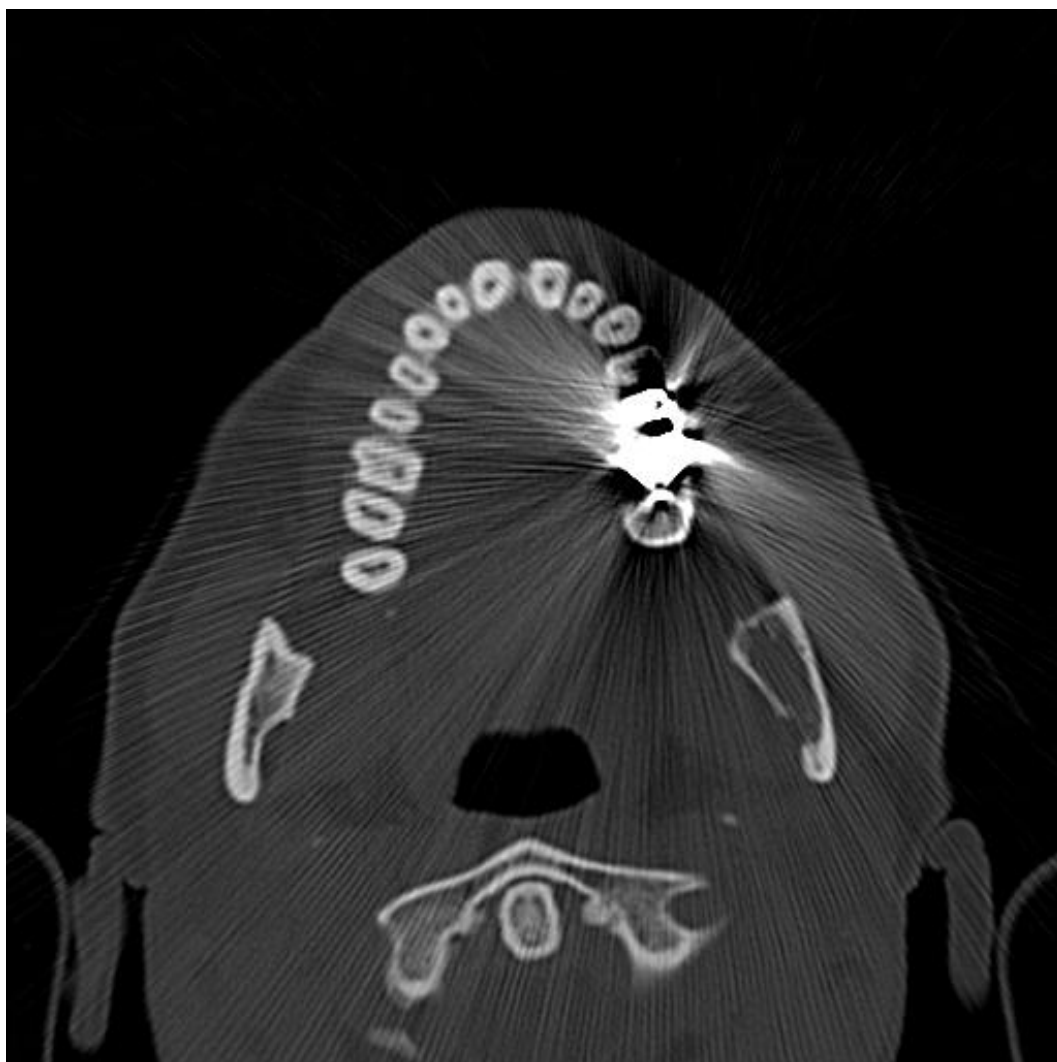


Fig. 33 - In questa immagine è possibile vedere una slice in cui si presenta il problema descritto in precedenza. Problema della “esplosione”

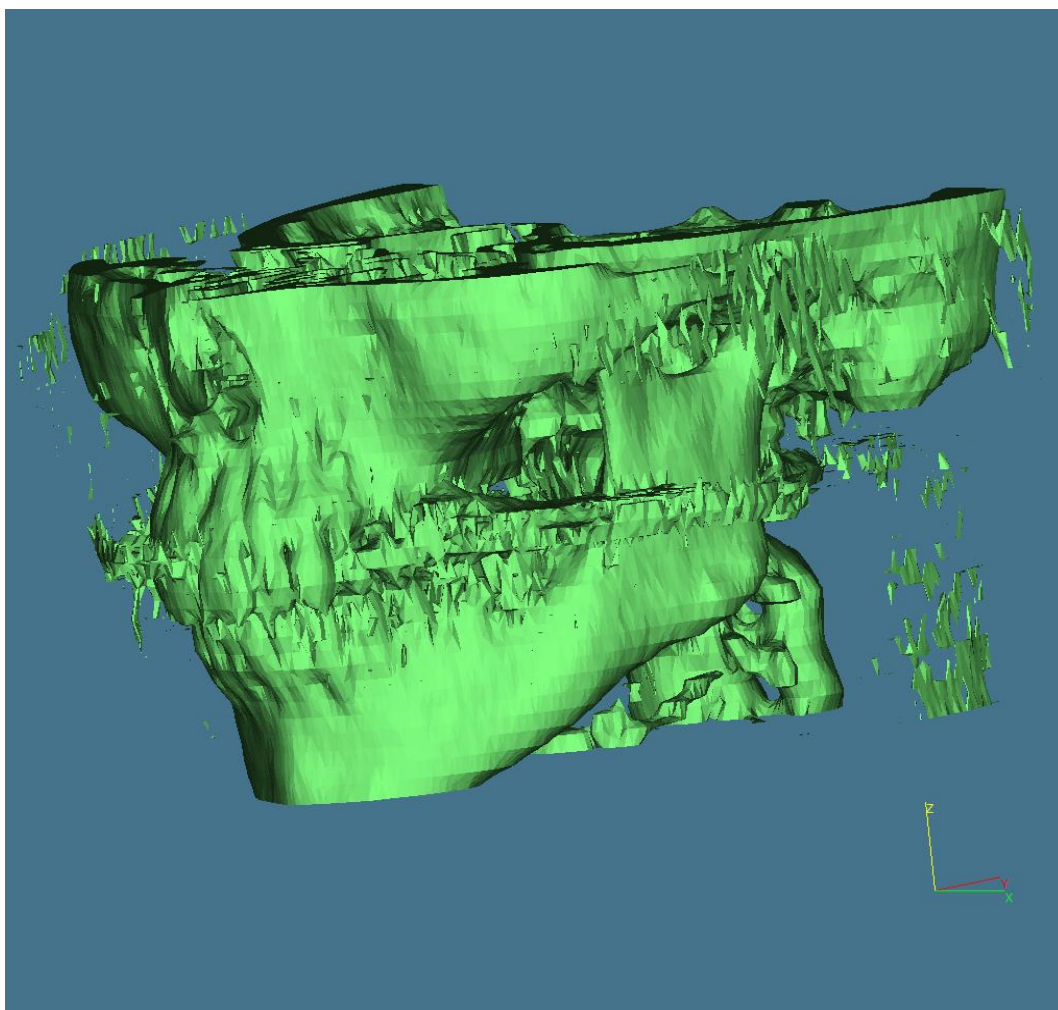


Fig. 34 - In questa immagine possiamo vedere come si presenta una ricostruzione, quando non si è preventivamente operata una pulizia dell'immagine. In modo particolare è evidente il problema della “esplosione”

Per operare una corretta ricostruzione occorre seguire alcune fasi fondamentali. Tali fasi verranno analizzate in seguito. La prima cosa da fare è segmentare l'oggetto. Prima di iniziare la segmentazione dell'oggetto, è importante regolare il contrasto delle immagini. Tale funzione risulta molto importante per capire le parti visualizzate. Un esempio può essere il differente contrasto tra tessuto spongioso e corticale, caratterizzati da differenti valori nella scala di grigio. La tonalità di grigio, che può essere vista nell'immagine (Fig. 35) sottostante, varia in base ai raggi X assorbiti.

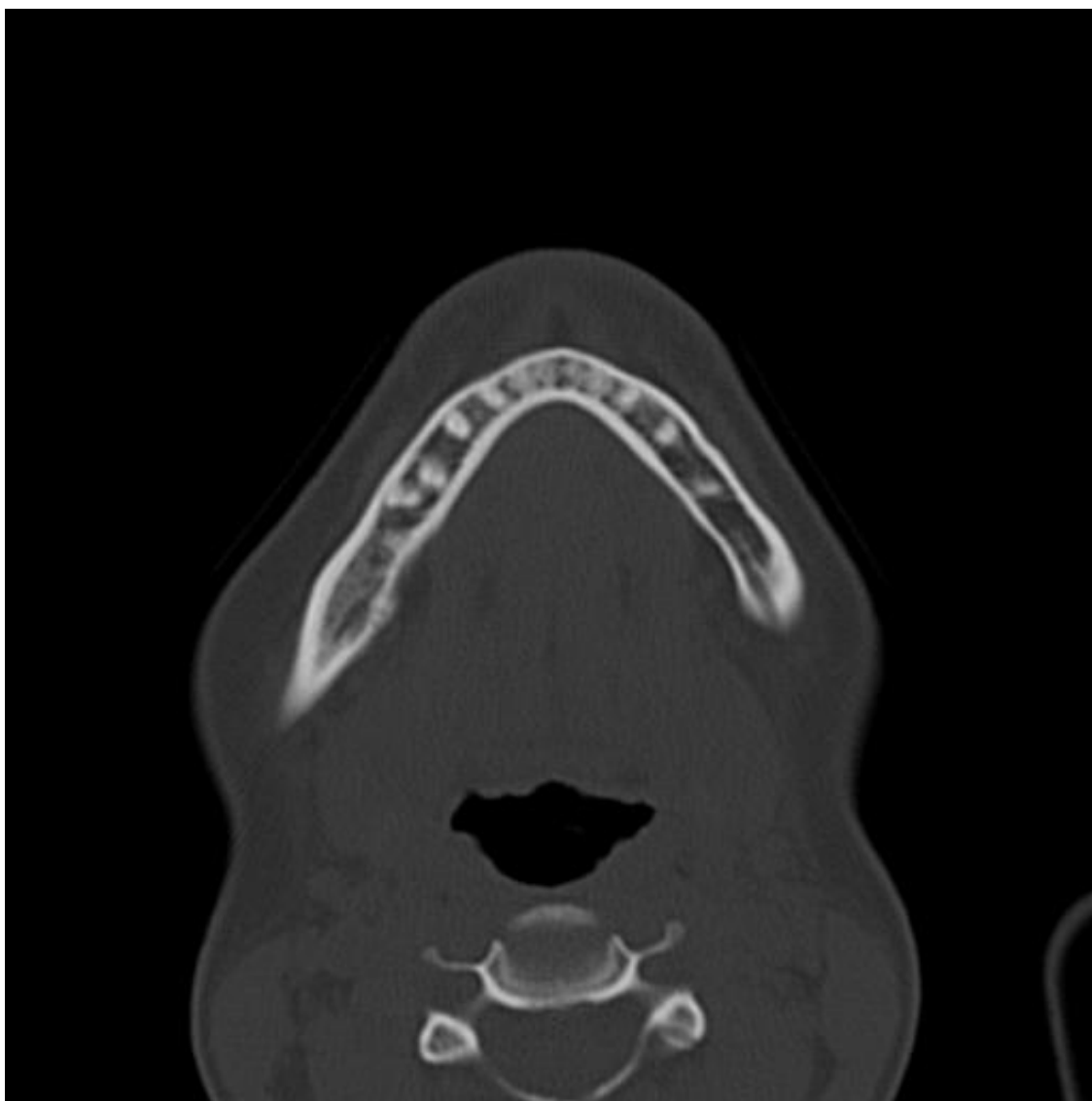
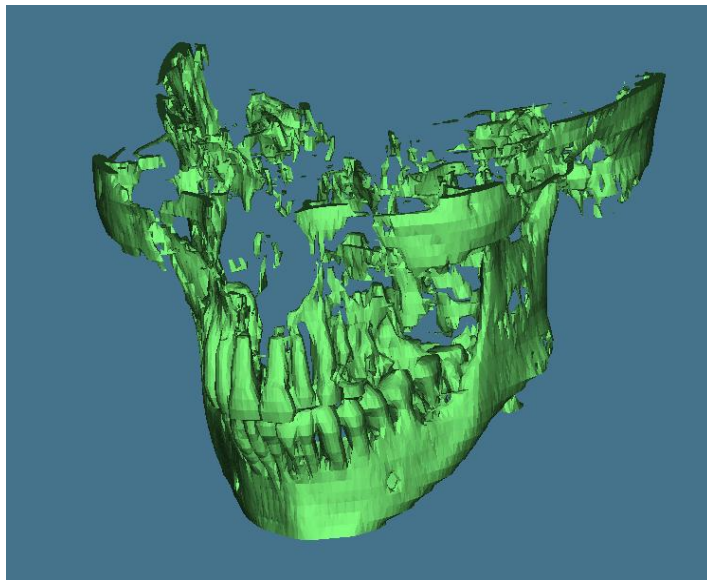


Fig. 35 - In questa figura possiamo vedere come le differenti tonalità di grigio, rappresentano il tessuto spongioso e corticale.

La segmentazione dell'oggetto avviene attraverso la funzione di TRESHOLDS. Questa funzione interviene sui pixel che compongono l'immagine della T.C. Infatti modificando tale valore verranno visualizzati solo i pixel dell'immagine che hanno un valore di grigio maggiore o uguale al valore del thresholds. Quindi un threshold troppo elevato non dà una visione chiara e corretta dell'oggetto, altrettanto uno troppo basso.

E' importante quindi che l'operatore abbia una visione chiara del problema da affrontare, di conseguenza anche conoscenze di base della anatomia della mandibola.



Nelle figure 36 e 37 è possibile vedere una ricostruzione poco accurata della mandibola, ciò è dovuto ad un cattivo utilizzo del thresholds. Nella figura in alto il valore del thresholds è minore di quello ottimale, al contrario in quella in basso.

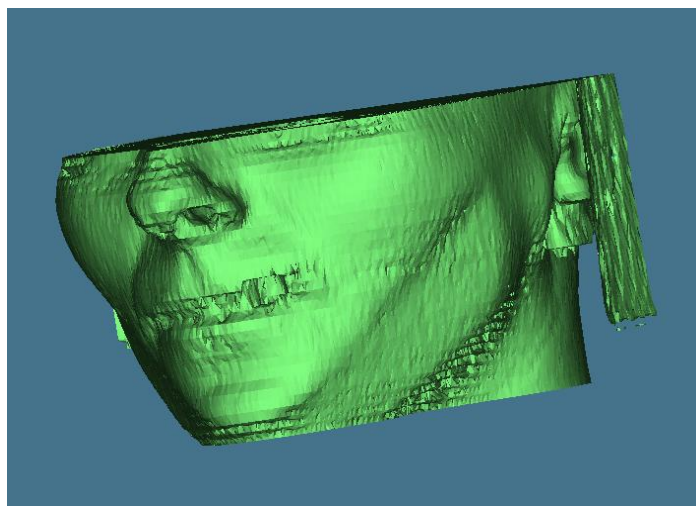


Fig. 37

Il valore ottimale del TRESHOLDS può essere regolato attraverso una funzione presente nel software MIMICS. Determinato il valore ottimale del threshold si passa alla segmentazione vera e propria dell'oggetto. Questa fase prevede infatti la definizione di due o più regioni. In questo studio la segmentazione è stata fatta tenendo presente che esistono due regioni: una rappresentante l'anatomia della mandibola e l'altra i supporti o eventuali impurità presenti nella T.C. Questa operazione va sotto il nome di REGIONGROWING ed è possibile vederne il funzionamento nella figura seguente. (Fig. 38)

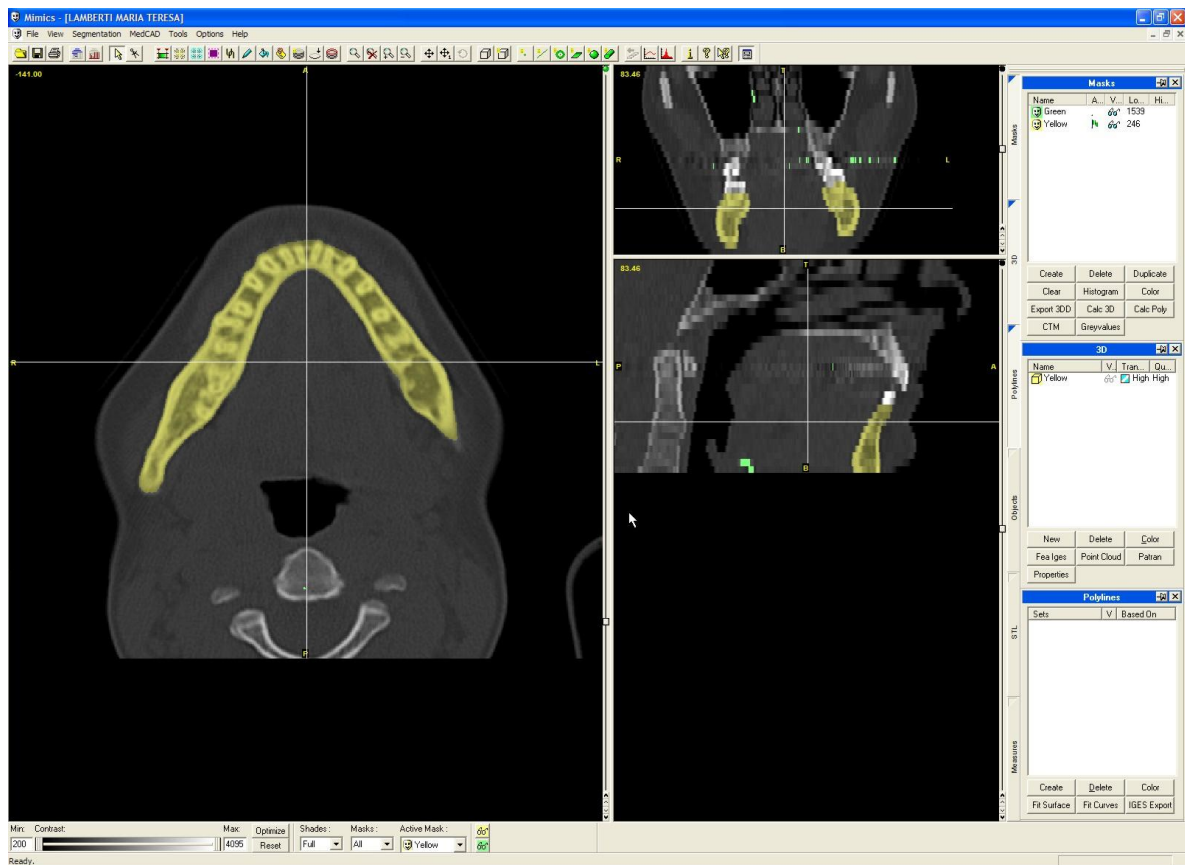


Fig. 38 Utilizzo del REGIONGROWING di MIMICS

Il passaggio successivo alla segmentazione dell'oggetto è quello che prevede la costruzione del modello 3D. Sebbene la ricostruzione del 3D può sembrare molto semplice e veloce ciò non è vero. MIMICS infatti prevede una funzione che permette di

calcolare il 3D dell'oggetto partendo dal regiongrowing, il quale è strettamente legato al corretto valore del thresholds. Quindi per ottenere risultati accettabili bisogna intervenire sui suddetti parametri e determinarne il valore ottimale che varia da paziente a paziente, in quanto varia la densità ossea del paziente stesso.

Capitolo 3

DALLA GEOMETRIA ALLA MESH: LA DISCRETIZZAZIONE

Introduzione

In questo capitolo ci occuperemo di descrivere tutte le fasi che portano alla creazione della mesh per il calcolo agli elementi finiti. In modo particolare ci occuperemo di descrivere le problematiche ed i criteri utilizzati per la creazione della mesh per il solutore FEM. Per la fase di preprocessing, quindi la creazione della mesh e per il solutore FEM faremo riferimento al software Altair HYPERMESH 3D che è risultato molto adatto a tali problematiche. Il problema principale che si presenta in questo studio è la complessità della geometria e quindi anche la difficoltà di rendere tale geometria discretizzata in modo corretto.

3.1 Altair Hypermesh 3D

Altair HyperMesh è un avanzato processore pre-post che permette di creare modelli ad elementi finiti e modelli a differenza finita per simulazioni ed analisi con solver FEM. Hypermesh permette di utilizzare una varietà di importanti opzioni per facilitare sia l'interfacciamento del codice con gli altri di uso più comune, sia una serie di opzioni che permettono una rapida modellazione anche delle strutture più complicate grazie ad una serie di "cards". La grande versatilità del post-processor permette la visualizzazione completa di tutti i parametri ingegneristici anche per simulazioni molto complesse, mantenendo un uso molto intuitivo e semplice. Risulta quindi uno strumento molto potente per qualsiasi analisi numerica ad elementi finiti.

Tra le principali caratteristiche che annovera tale software possiamo ricordare:

- Capacità di modellazione rapida anche di strutture complicate
- Interfacciabilità con i solver maggiormente diffusi
- Possibilità di proiettare: nodi, linee, superfici, ed elementi
- Nessuna limitazione alle dimensioni del modello
- Possibilità di rappresentare le superfici in "Hidden Line" (linee nascoste)
- Elevata qualità di rappresentazione nella visualizzazione dei contorni.

3.2 Analisi della Geometria - Creazione della MESH

Il modello realizzato attraverso l'uso del processore Altair HyperMesh 3D, è caratterizzato dalla presenza di una mesh esterna di elementi bidimensionali che delimita la geometria della mandibola e di elementi tetraedrici del primo e del secondo ordine, posti come riempimento del volume della stessa. Gli elementi utilizzati per la mesh sono stati realizzati in modo da formare una maglia più fitta sulle regioni di geometria più complessa, come ad esempio in prossimità dei condili o generalmente in prossimità delle zone di curvatura, e meno fitta nelle zone a geometria planare o comunque più semplice. Quindi il modello di partenza si presentava come nella figura :

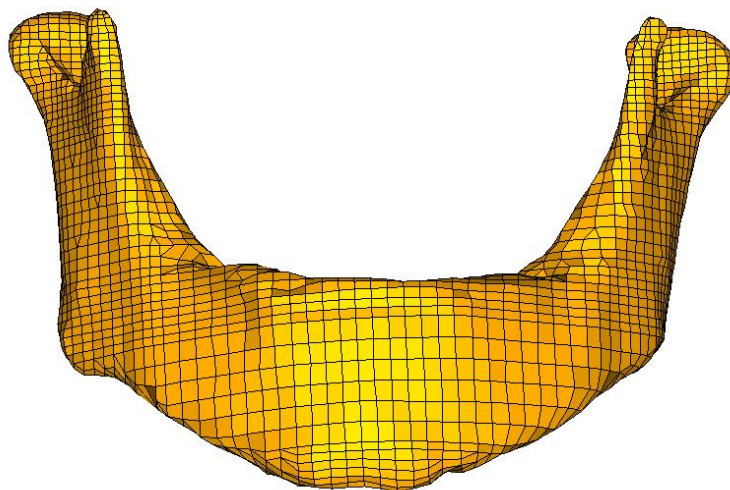


Fig. 39 - Mesh completa della mandibola

Effettuando un taglio e visualizzando la sezione interna, si vede che la mesh costituisce solo la “buccia” esterna e che tutto il volume del modello è completamente vuoto:

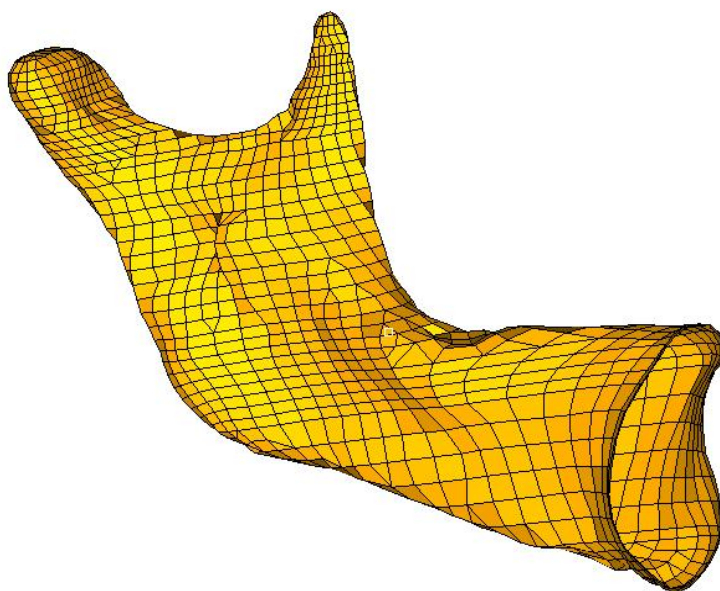


Fig. 40 - Sezione della mesh

In realtà, tale mesh era completamente “riempita”, come detto precedentemente, da elementi solidi :

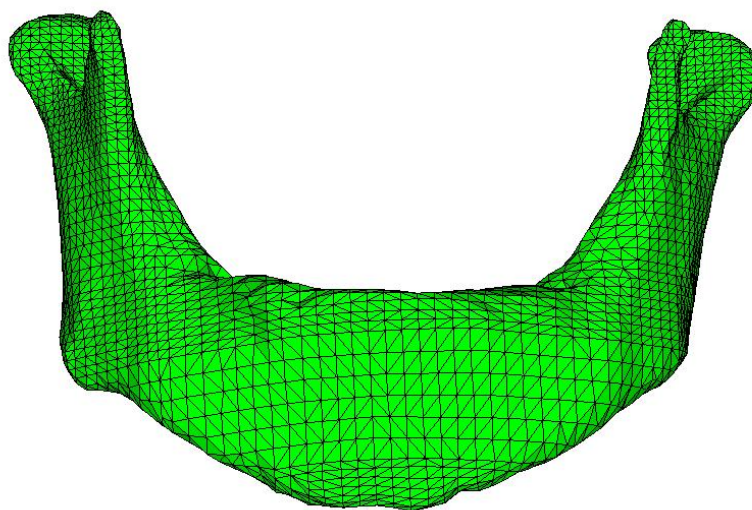


Fig. 41 – Tetramesh

In questo caso effettuando un taglio, si evidenziano gli elementi solidi tetraedrici:

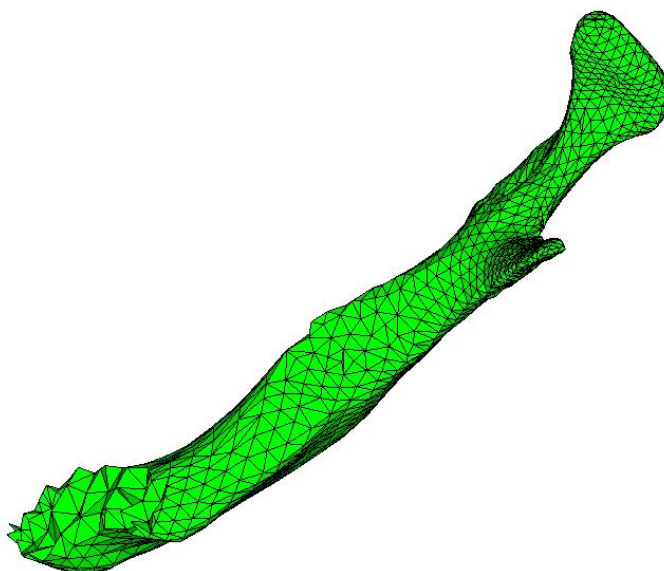


Fig. 42 - Elementi solidi tetraedrici

Tale metodologia ha permesso, in buona approssimazione, la schematizzazione della struttura ossea, dal momento che il mezzo di scansione utilizzato per digitalizzare la mandibola umana, non ha permesso la ricostruzione del tessuto trabecolare interno e di quello corticale, posto esternamente. Il nostro scopo, ora, è quello di realizzare un modello in cui si riesca a rappresentare in maniera più verosimile la realtà ossea fisiologica. Per fare ciò è stato utilizzato lo stesso processore Altair HyperMesh 3D che permette di creare modelli ad elementi finiti e modelli a differenza finita per simulazioni ed analisi con solver FEM. La grande versatilità di tale processore permette la visualizzazione di tutti i parametri ingegneristici anche per simulazioni molto complesse. È, quindi, uno strumento molto utile per qualsiasi analisi numerica ad elementi finiti. Prendendo come punto di partenza la mesh del modello precedente, il primo obiettivo è stato quello di trovare il modo migliore per schematizzare osso trabecolare ed osso spongioso. L'idea iniziale è stata quella di "incastrare" una versione rimpicciolita del modello di partenza in modo adeguato, ovvero scegliendo le corrette direzioni lungo cui scalarlo e, naturalmente, trovando un opportuno fattore di scala. Ciò, in realtà, si è rivelato più difficile del previsto data l'elevata complessità della struttura stessa. Per superare tale difficoltà si è pensato di schematizzare l'osso trabecolare attraverso l'utilizzo di una struttura parallelepipedica. In modo particolare tale schematizzazione è stata posizionata nella zona della sinfisi ed in prossimità dei condili. La struttura parallelepipedica è stata realizzata in HyperMesh a partire da semplici nodi che sono stati, poi, uniti con delle linee da cui sono state realizzate le superfici esterne. Tali strutture non è stato possibile realizzarle direttamente all'interno del volume del modello, ma sono state realizzate in un altro file da cui attraverso una procedura di import sono state riportate nel file di interesse. A questo punto è stato necessario modificare il parallelepipedo in modo da dargli caratteristiche tali da avere un buon posizionamento all'interno del volume della mesh. Tali modifiche sono state possibili grazie a diversi comandi messi a disposizione dal processore stesso, ovvero il parallelepipedo è stato scalato, traslato e ruotato in modo da permetterne una corretta disposizione.



user profile: HyperMesh		
find	translate	
mask	rotate	
delete	scale	
	reflect	
	project	
	position	
	permute	

Fig. 43 - Parallelepipedo utilizzato per schematizzare l'osso trabecolare.

Dove per corretta disposizione si intende il posizionamento degli elementi all'interno della mesh in modo da evitare che questi tocchino la mesh esterna ed in modo da non permettere che fuoriescano dalla stessa.

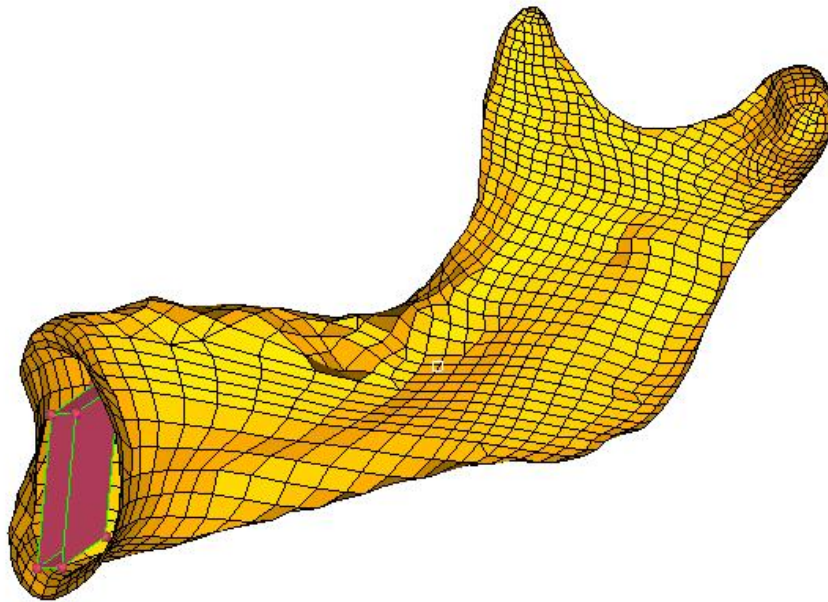


Fig. 44 - Posizionamento all'interno della mesh

Tale processo di posizionamento dei parallelepipedi all'interno della mesh è stato fatto tante volte in base al numero di parallelepipedi che sono stati utilizzati per simulare l'osso trabecolare nella zona della sinfisi ed, in seguito, nei condili. In modo particolare la zona dell'arco mandibolare ha richiesto l'utilizzo di più strutture, ovvero di cinque parallelepipedi posizionati in modo indipendente e poi uniti a formare un'unica struttura attraverso l'utilizzo del comando *Toggle*, fornito dal processore stesso. Per sincerarci che sia effettivamente avvenuto il merge tra le superfici, basta notare il colore delle linee perimetrali: queste da rosse, prima dell'operazione di unione, diventano verdi, in seguito alla stessa. È stato necessario utilizzare più strutture perché, così facendo, è stato più semplice seguire l'andamento dell'arco, dando, contemporaneamente, la corretta posizione citata precedentemente.

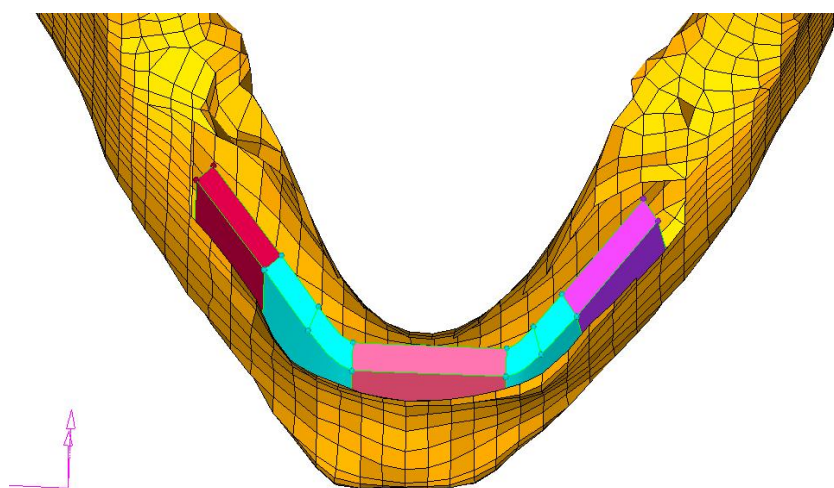


Fig. 46 - Superfici utilizzate per schematizzare l'osso trabecolare nella sinfisi.

Le stesse operazioni sono state condotte sui condili, dove, però, è stato necessario utilizzare un solo parallelepipedo per schematizzare la struttura ossea. In tali zone, però, l'operazione di posizionamento ha richiesto una maggiore accuratezza a causa dell'elevata complessità del modello stesso. Proprio in prossimità dei condili, infatti, la mandibola scannerizzata, mostra un'elevata asimmetria che si traduce in curve più accentuate solo da un lato e in un maggiore spessore del condilo destro. Dopo tali procedure si è arrivati a definire la seguente struttura:

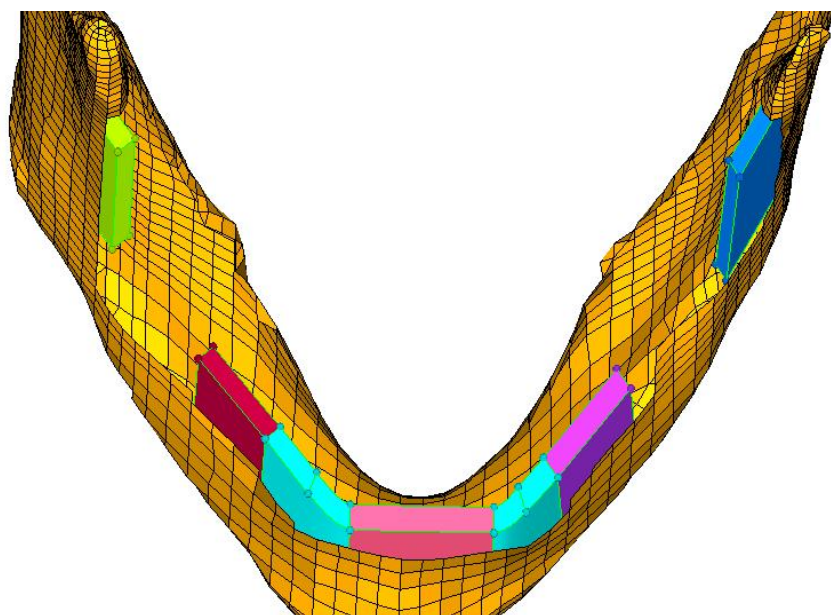


Fig. 47 - Superfici che schematizzano l'osso trabecolare nel modello.

partire dalle superfici dei parallelepipedi è possibile, evidenziandole una o più alla volta, realizzare la mesh. Il comando che permette la creazione automatica della stessa mesh è *automesh* che fa parte delle varie opzioni disponibili nella sezione 2D e scegliere *create mesh*.

I parametri da definire sono:

element size, ovvero le dimensioni dell'elemento;

tipo di elemento, poiché HyperMesh mette a disposizione diverse forme per gli elementi che andranno a comporre la mesh. Le tipologie di elementi disponibili sono *mixed*, che prevede elementi di forma sia quadrata che triangolare, *quad*, che crea una mesh con elementi di sola forma quadrata, e *trias*, che prevede una mesh formata da soli elementi triangolari. Gli elementi utilizzati, in questo caso, sono stati quelli *trias*.

parti da discretizzare, che in questo caso sono le superfici.

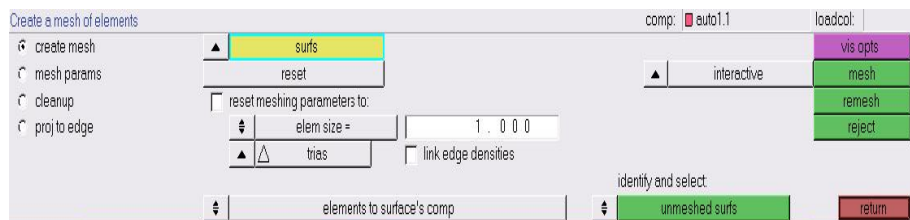


Fig. 48 - Pannello del comando automesh

Scelti i precedenti parametri, basta evidenziare con il puntatore la superficie da meshare e cliccare il comando *mesh*. Sui bordi della superficie scelta appaiono, così, dei tondini gialli che rappresentano il numero di punti a cui, su ogni lato, dovrà essere ancorata la mesh. La densità dei punti scelti è indicato da un numero che può essere variato con successivi clic del mouse. In generale, per ottenere una mesh regolare il numero di elementi per lato deve essere uguale sui lati opposti. Definita anche la densità degli elementi, si può procedere alla realizzazione della mesh vera e propria selezionando, nuovamente, il comando *mesh* del pannello. Tali operazioni sono state effettuate per tutte le superfici dei parallelepipedi posti all'interno del modello.

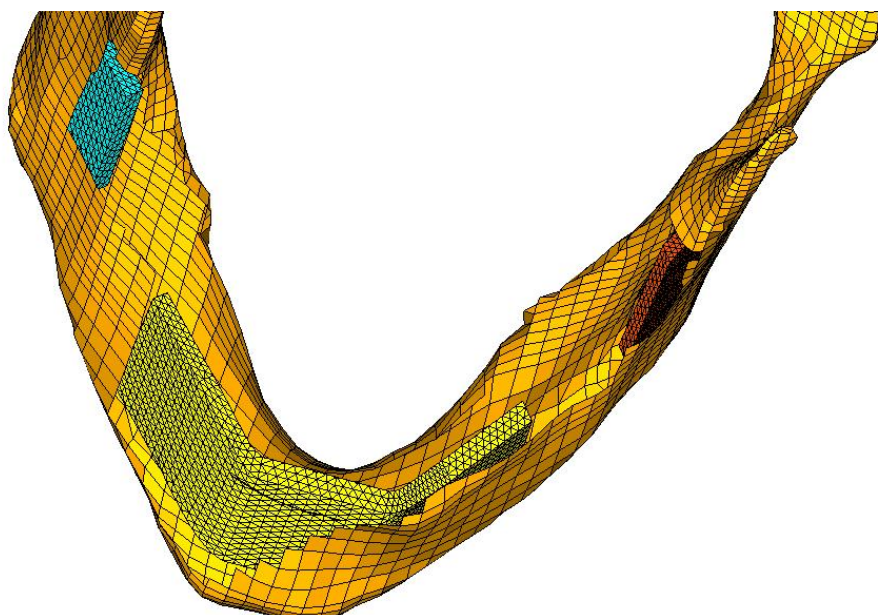


Fig. 49 - Mesh trabecolare completa.

Al termine della creazione della mesh sono state necessarie delle operazioni di controllo sul lavoro svolto. In particolare , sono stati utilizzati diversi comandi che si trovano tra le opzioni fornite dal menu *Tool* :

chek elems, che permette di verificare la presenza di eventuali elementi duplicati che devono essere eliminati;

edge, che consente di modificare la tolleranza per portare a coincidere spigoli di elementi adiacenti non perfettamente coincidenti, ma molto vicini. Permette, inoltre, di controllare la presenza di spigoli che non abbiano continuità con quelli degli elementi vicini, quelli che vengono denominati *free edge*, che possono essere cancellati modificando la forma di pochi elementi circostanti. Il modello trabecolare, così ottenuto, composto da elementi bidimensionali, è stato modificato in un insieme di elementi tridimensionali. Ciò è stato possibile grazie al comando *tetramesh* della sezione 3D del menu principale. Questo permette di delimitare un volume chiuso con elementi solidi.

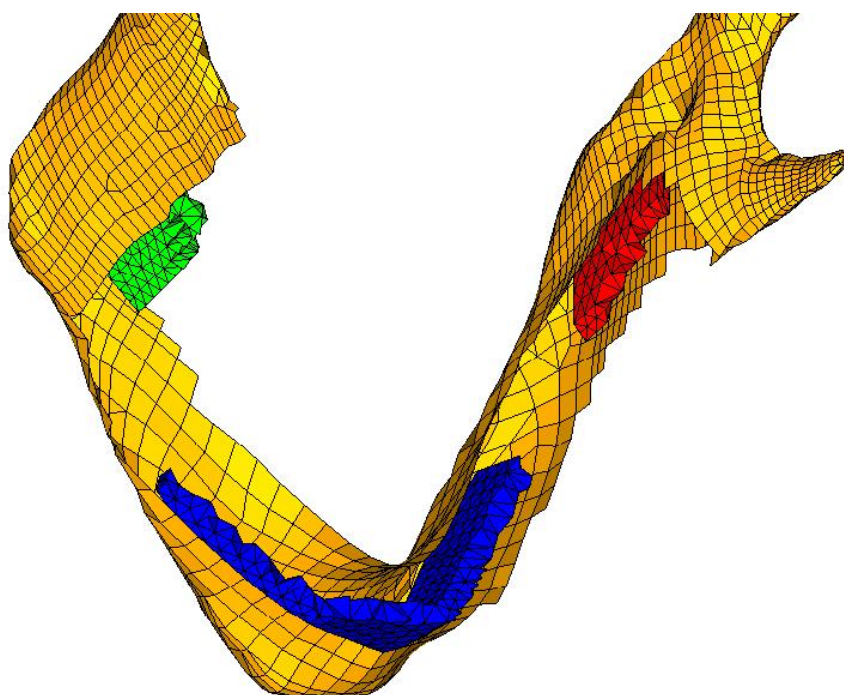


Fig. 50 - Tetramesh trabecolare

3.3 Creazione della MESH - il modello definitivo

Il modello ottenuto, grazie alle precedenti elaborazioni, è stato completato riempiendo la zona compresa tra la mesh esterna, ricavata sfruttando il modello di partenza, e la mesh degli elementi posizionati internamente. Questa operazione è stata condotta utilizzando, nuovamente, il comando *tetramesh* che ci ha permesso di creare degli elementi solidi tetraedrici di riempimento. Il modello definitivo, su cui è stata effettuata l'analisi pensionale, che è lo scopo principale di tale lavoro, si presenta nel modo seguente:

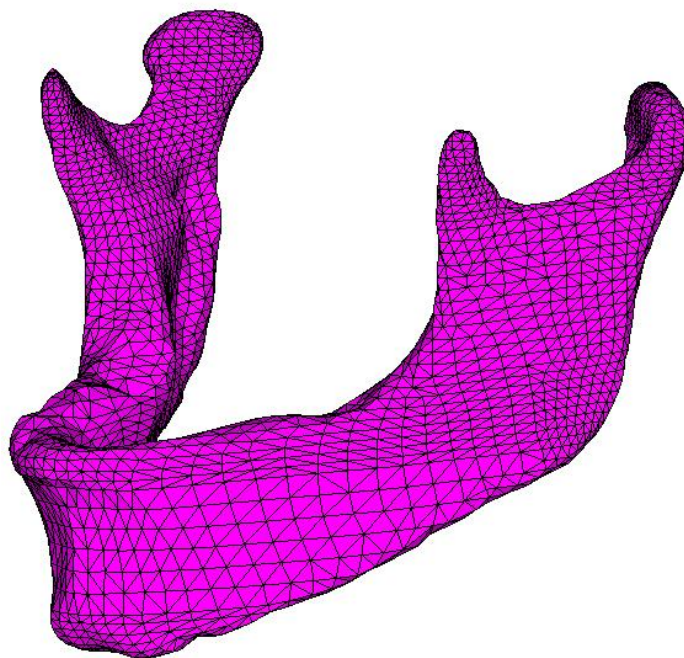


Fig. 51 - Modello definitivo

È di fondamentale importanza sottolineare il fatto che utilizzando il comando *tetramesh* e scegliendo come elementi che fungono da sorgente quelli interni e come volume da riempire quello delimitato dagli elementi esterni, si evita che gli elementi solidi creati vadano ad intersecarsi con quelli creati in precedenza per simulare l'osso trabecolare.

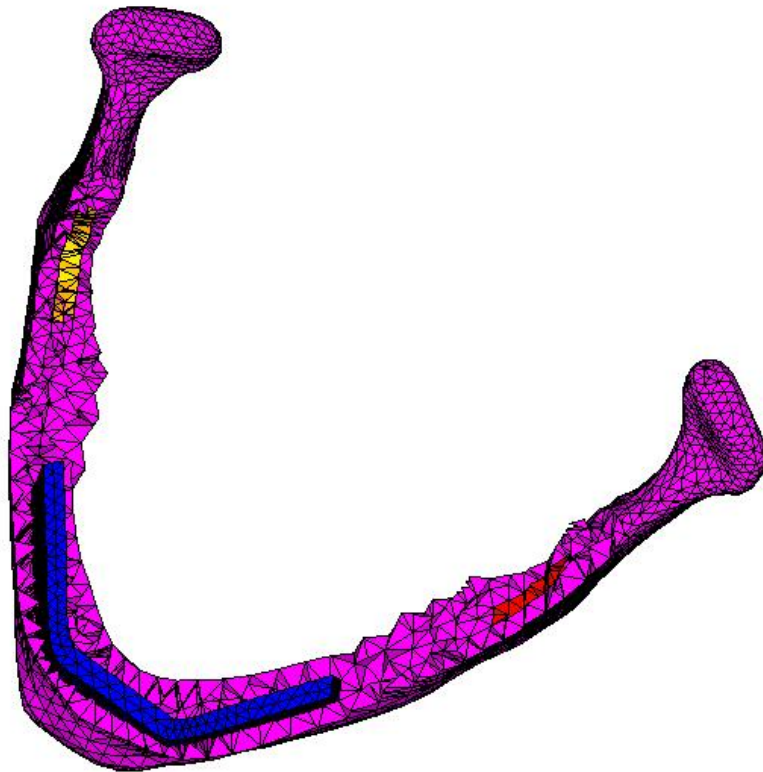


Fig. 52 - Sezione del modello definitivo

Il modello definitivo, ottenuto come descritto precedentemente, è costituito da 26227 elementi divisi tra 22858 elementi che simulano la struttura spongiosa (elementini di colore viola in Fig. 37) e da 3369 elementi che simulano la struttura trabecolare. Questi ultimi si dividono in 2164 nella sinfisi (tetraedri di colore blu in Fig. 53), 802 nel condilo destro (elementini di colore giallo in Fig. 53) e 403 nell'altro condilo (tetraedri di colore rosso in Fig. 33).

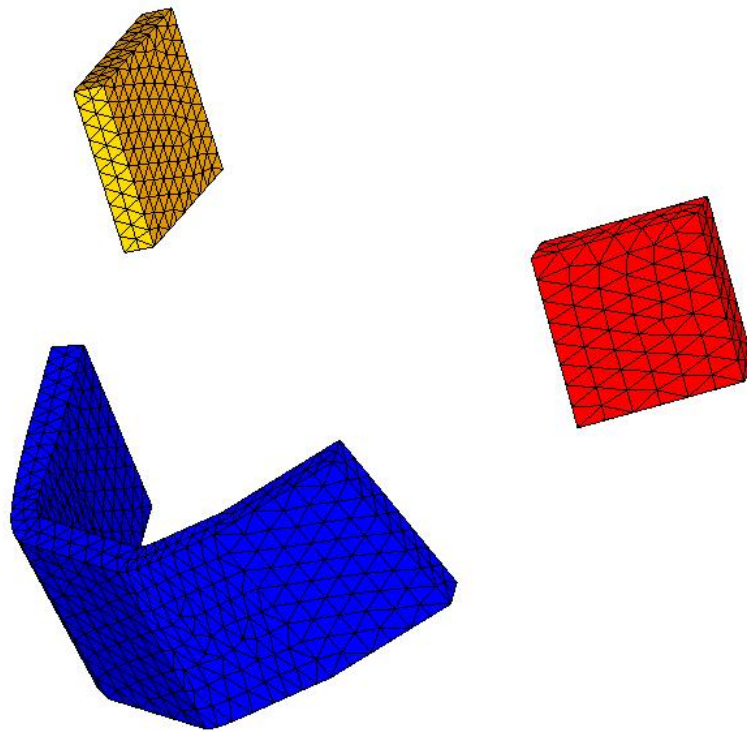


Fig. 53 - Struttura trabecolare

Soffermandosi a riflettere sul numero di elementi presenti nei condili, si trova la conferma di ciò che è stato sottolineato precedentemente circa l'asimmetria del modello: da un lato abbiamo un numero di elementi che è circa il doppio rispetto all'altro lato. Ciò, come si vedrà successivamente, influirà sulla risposta tensionale del modello stesso. Il file, così elaborato in HyperMesh, è stato esportato in Ansys per essere sottoposto all'analisi FEM.

CAPITOLO 4

IL METODO DEGLI ELEMENTI FINITI

Introduzione

Il *metodo degli elementi finiti*, utilizzato nel campo del calcolo strutturale, nasce dall'esigenza di risolvere problemi fisici governati da equazioni troppo complesse per essere risolte per via "diretta", ovvero analitica. L'approccio che caratterizza la tecnica degli elementi finiti consiste nello scomporre un problema geometricamente molto complesso nella somma di un numero elevato di problemi geometricamente "elementari". Tale analisi si compone di tre fasi ben distinte che vengono affrontate sequenzialmente nello studio di un determinato problema: preparazione del problema o "pre – processing", risoluzione del problema, analisi della soluzione o "post – processing". Nella fase di "pre-processing" viene definita la geometria del problema che si vuole risolvere, vengono assegnate le condizioni al contorno (i vincoli esterni e le forze che sollecitano il sistema oggetto dello studio) e si definiscono le caratteristiche dei materiali. In tale step vengono, anche, impostate le proprietà meccaniche dei materiali costituenti. Si passa, poi, alla risoluzione del problema e all'analisi della soluzione.

4.1 Il metodo degli elementi finiti

Suddivisa la struttura in elementi finiti cioè in un numero finito di sottodomini (tetraedrici, parallelepipedi nel 3D, triangolari o quadrangolari nel 2D) si considerano le funzioni di spostamento generatrici del campo di spostamento (ossia l'insieme delle funzioni generatrici è capace di generare lo spazio completo in cui si individuano le soluzioni del problema meccanico in forma differenziale). Sono funzioni a supporto compatto definite sull'insieme degli elementi finiti. Ovvero preso un elemento generico della struttura, le funzioni generatrici relative ad esso sono diverse da zero sul dominio e negli altri elementi finiti. Queste funzioni si possono far dipendere dagli spostamenti dei punti nodali dell'elemento finito. La soluzione del problema fornisce un set discreto

degli spostamenti della struttura da cui, con l'ausilio di funzioni di forma generatrici, dette anche *funzioni di forma*, si ottiene la configurazione deformata del sistema strutturale da studiare. Quindi, detto e il generico elemento finito si ha che

$$\text{elemento finito } V^e \longrightarrow \begin{cases} u^e(x, y, z) \\ v^e(x, y, z) \text{ dipendenti dagli spost. nodali} \\ w^e(x, y, z) \end{cases}$$

La dipendenza delle funzioni dagli spostamenti nodali dell'elemento giustifica il nome di elemento finito: si denota dunque non solo una topologia, ma anche una dipendenza funzionale del campo di spostamenti dai valori nodali locali, conferendo, quindi, una certa autonomia da un punto di vista meccanico. Il campo di spostamento di un sistema è determinato dall'insieme delle funzioni di forma di tutti gli elementi:

$$\begin{bmatrix} u(x, y, z) \\ v(x, y, z) \\ w(x, y, z) \end{bmatrix} \forall (x, y, z) \in V = \left\{ \begin{bmatrix} u^e(x, y, z) \\ v^e(x, y, z) \\ w^e(x, y, z) \end{bmatrix} \forall (x, y, z) \in V^e \right\}$$

La congruenza interna al dominio V è garantita imponendo che gli spostamenti sulle superfici o linee di elementi contigui siano gli stessi. Ciò si raggiunge considerando le stesse funzioni di forma per tutti gli elementi e tenendo conto che gli spostamenti su una frontiera a confine di due elementi dipendono dagli spostamenti dei nodi che si trovano su questa frontiera di separazione. La congruenza esterna è ottenuta, invece, imponendo che i nodi degli elementi di contorno che giacciono sulla frontiera vincolata ∂V_u abbiano i valori assegnati. L' **energia potenziale totale del continuo** è esprimibile come somma delle energie di deformazione dei singoli elementi finiti:

$$\Pi = \sum_{e=1}^n \Pi^e$$

In cui, l' *energia potenziale totale* (EPT) di ogni *singolo elemento* V^e si può scrivere in funzione degli spostamenti definiti all'interno dell'elemento finito stesso come:

$$\Pi^e = \frac{1}{2} \int_{V^e} [\boldsymbol{\varepsilon}^e]^T [C^e] [\boldsymbol{\varepsilon}^e] dV - \int_{V^e} [\mathbf{b}^e]^T [\mathbf{u}^e] - \int_{S^e} [\mathbf{t}^e]^T [\mathbf{u}^e] dS$$

Dove l'apice e indica proprio la dipendenza degli oggetti matematici dall' elemento finito. Il campo di spostamenti dell'elemento finito e discretizzato è:

$$[\mathbf{u}^e(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})] = [\mathbf{N}^e(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})] [\mathbf{U}^e]$$

dove esplicitando le dimensioni delle matrici degli elementi si ottiene:

$$[\mathbf{u}^e]_{3 \times 1} = [\mathbf{N}^e]_{3 \times 3n^e} [\mathbf{U}^e]_{3n^e \times 1}$$

da cui, esplicitando le matrici stesse, per l'elemento che si è considerato, si evince che la componente dello spostamento secondo una certa direzione in un punto generico del continuo dipende dalle sole componenti degli spostamenti nodali secondo quella direzione attraverso la combinazione di opportune funzioni dette *funzioni di forma* dell'elemento finito. Prendendo in considerazione il campo di deformazione :

$$[\boldsymbol{\varepsilon}^e] = [\mathbf{D}] [\mathbf{u}] \longleftrightarrow \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix}_{6 \times 1} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}_{6 \times 3} \begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix}_{3 \times 1}$$

dove esplicitando $[u]$ si ottiene:

$$[\varepsilon^e] = [D][u] = [D][N^e][U^e]$$

e ponendo

$$[B^e] = [D^e][N^e]$$

si arriva a definire :

$$[\varepsilon^e] = [D][u] = [D][N^e][U^e] = [B^e][U^e]$$

A partire dalle precedenti si giunge all' espressione dell'EPT per l'elemento finito:

$$\begin{aligned} \Pi^e([U^e]) &= \frac{1}{2} \int_{V^e} [U^e]^T [B^e]^T [C^e] [B^e] [U^e] dV - \\ &- \int_{S_f^e} [t^e]^T [N^e] [U^e] dS - \int_{V^e} [b^e]^T [N^e] [U^e] dV \end{aligned}$$

dove mettendo in evidenza il vettore degli spostamenti nodali $[U^e]$:

$$\begin{aligned} \Pi^e([U^e]) &= \frac{1}{2} [U^e]^T \left(\int_{V^e} [B^e]^T [C^e] [B^e] dV \right) [U^e] - \\ &- \left(\int_{S_f^e} [t^e]^T [N^e] dS + \int_{V^e} [b^e]^T [N^e] dV \right) [U^e] \end{aligned}$$

si arriva, infine, alla definizione dell'espressione dell'energia ricercata:

$$\Pi^e([U^e]) = \frac{1}{2} [U^e]^T [K^e] [U^e] - [f^e]^T [U^e]$$

Con

$$[K^e] = \int_{V^e} [B^e]^T [C^e] [B^e] dV$$

e

$$[f^e] = \int_{S_f^e} [t^e]^T [N^e] dS + \int_{V^e} [b^e]^T [N^e] dV$$

rispettivamente, la **matrice di rigidezza** ed il **vettore delle forze dell'elemento finito considerato**.

L'EPT totale dell'intera struttura V si ottiene semplicemente sommando le EPT dei singoli elementi finiti. È necessario, però, prendere in considerazione la *congruenza* che rappresenta la condizione secondo cui lo spostamento di un nodo è lo stesso se appartiene ad un elemento finito o ad uno contiguo. Si definisce, allora, un vettore spostamento globale $[U]$ che raccoglie tutti i vettori spostamento dei nodi, ordinandoli senza ripetizioni in un ordine di numerazione che dipende da quella globale dei nodi della struttura. A questo punto, bisogna prendere in considerazione una relazione di congruenza tra gli spostamenti nodali dei singoli elementi finiti e quelli globali. Si introduce, allora, una matrice di congruenza $[C^e]$, una per ogni elemento finito, che collega gli spostamenti locali e globali:

$$[U^e]_{3n^e \times 1} = [C^e]_{3n^e \times 3n} [U]_{3n \times 1}$$

Le matrici booleane $[C^e]$ sono costituite da molti 0 e pochi 1: la *i*-ma riga contiene tutti 0 ad eccezione della *j*-ma colonna corrispondente alla coincidenza fra $U_i^e = U_j$ che è posta pari ad 1. Introducendo le matrici booleane nell'EPT del sistema si ha:

$$\prod_{e=1}^n ([U]) = \frac{1}{2} \sum_{e=1}^n [U]^T [C^e]^T [K] [C^e] [U^e] - \sum_{e=1}^n [f^e]^T [C^e] [U] =$$

$$\frac{1}{2} [\mathbf{U}]^T \left(\sum_{e=1}^n [\mathbf{C}^e]^T [\mathbf{K}^e] [\mathbf{C}^e] \right) [\mathbf{U}] - \left(\sum_{e=1}^n [\mathbf{f}^e]^T [\mathbf{C}^e] \right) [\mathbf{U}]$$

dove

$$[\mathbf{K}] = \sum_{e=1}^n [\mathbf{C}^e]^T [\mathbf{K}^e] [\mathbf{C}^e]$$

$$[\mathbf{f}]^T = \sum_{e=1}^n [\mathbf{f}^e]^T [\mathbf{C}^e]$$

sono, rispettivamente, la **matrice di rigidità globale** e delle **forze dell'intero sistema strutturale**. Si arriva, così, alla definizione dell' **EPT globale**:

$$\Pi([\mathbf{U}]) = \frac{1}{2} [\mathbf{U}]^T [\mathbf{K}] [\mathbf{U}] - [\mathbf{f}]^T [\mathbf{U}]$$

che rendendola minima rispetto alle variabili nodali, permette di ottenere un sistema di equazioni lineari:

$$[\mathbf{K}] [\mathbf{U}] = [\mathbf{f}].$$

4.1.1 Il pre-processing

La fase di pre-processing, come detto precedentemente, è di fondamentale importanza per la determinazione della geometria del problema che si vuole risolvere, per l'assegnazione delle condizioni al contorno e per la definizione delle caratteristiche del materiale. La geometria viene definita a partire da una mesh: il modello viene discretizzato in un certo numero di solidi “semplici” detti elementi, ai cui vertici sono presenti i nodi, che sono i punti in corrispondenza dei quali la soluzione del problema viene effettivamente calcolata. La dimensione degli elementi finiti influenza fortemente la soluzione, per cui va scelta con estrema attenzione. L'accuratezza, generalmente, aumenta al diminuire delle dimensioni, ma l'uso di elementi piccoli comporta tempi di calcolo lunghi. In generale la mesh è tanto più fitta quanto maggiori sono gli spostamenti. Il modello geometrico della mandibola è stato importato all'interno del software commerciale per analisi agli Elementi Finiti Ansys 10.0, che è in grado di analizzare sistemi lineari, non lineari, statici e dinamici. Tale software permette di interagire facilmente con l'utente attraverso l'elevata versatilità e semplicità di utilizzo. In modo particolare, esso si articola in due livelli ben distinti:

- BEGIN LEVEL che gestisce varie opzioni, come l'entrata o l'uscita dal programma o il nome del file.
- PROCESSOR in cui vi sono gruppi di programmi atti a realizzare particolari tipi di analisi.

La facilità di utilizzo di Ansys scaturisce dalla sua articolazione in “sottogruppi” detti *processori* che permettono di distinguere le varie fasi in cui viene articolata un'analisi:

preprocessore (PREPROCESSOR)

Permette di creare un modello agli elementi finiti, attraverso la definizione di keypoints, linee o aree. Si definiscono la geometria, le dimensioni, le caratteristiche del materiale ecc.

processore di risoluzione (SOLUTION PROCESSOR)

Determina la risposta del modello ai carichi ed ai vincoli applicati, ed è quindi il blocco di calcolo della soluzione.

Due postprocessori (POSTPROCESSOR)

Il primo che permette l'analisi grafica sulla struttura, mentre il secondo consente la realizzazione di un'analisi tempo-dipendente.

Due processori ausiliari.

Per poter visualizzare la geometria del modello, è necessario osservare il listato che si ottiene dall'esportazione del file da HyperMesh. Quest'ultimo presenta una prima parte in cui sono elencati i nodi che compongono la mesh ed una seconda parte in cui vi sono

elencate le coordinate dei vari elementi. In modo particolare, ciascuna sezione del modello della mandibola viene definito in base al *type*, al *material* (*mat*) e alle *real constants* (*real*).

...

N,16526, -0.00237, 0.014974, -0.05421

N,16527, 0.045357, -0.05574, -0.02191

N,16528, 0.012924, -0.0494, -0.03054

N,16529, 0.012313, -0.05088, -0.02449

TYPE, 17 \$ MAT, 1 \$ REAL, 17

ESYS, 0

EN, 1, 14279, 14331, 14205, 14205, 14203, 14203, 14203, 14203

EN, 2, 13972, 14042, 14040, 14040, 14399, 14399, 14399, 14399

EN, 3, 13978, 13976, 14410, 14410, 14407, 14407, 14407, 14407

...

È di fondamentale importanza la corretta determinazione dei tre precedenti parametri, perché essi definiscono i vari elementi con le relative caratteristiche. Un notevole aiuto in tal senso, ci viene fornito da HyperMesh stesso che permette di “racchiudere” le varie mesh in dei collectors che vengono individuati come singole entità durante la fase di export. Proprio grazie alla definizione dei quattro collectors (tre per gli elementi che simulano l’osso trabecolare ed un per quelli dello spongioso), possiamo determinare le caratteristiche di ciascuna mesh facendo una distinzione in base al *mat* che, per default, viene posto sempre pari ad 1 :

TYPE, 17 \$ MAT, 1 \$ REAL, 17

TYPE, 20 \$ MAT, 2 \$ REAL, 20

TYPE, 23 \$ MAT, 3 \$ REAL, 23

TYPE, 24 \$ MAT, 4 \$ REAL, 24

L'unico problema, potrebbe essere determinato dal fatto che la precedente distinzione non definisce esattamente una biunivoca corrispondenza tra collectors e type, ragion per cui subito dopo la caratterizzazione del materiale, bisogna distinguere le varie parti di cui è costituita la mesh della mandibola per verificare che le proprietà assegnate a ciascun materiale corrispondano con la realtà fisiologica. Modificato il listato, si potrebbe importare direttamente la mesh in Ansys. In realtà, per poter visualizzare gli elementi solidi, è necessario definire le caratteristiche degli elementi stessi. Ovvero dal menu del **PREPROCESSOR** si sceglie l'opzione *Element Type*, che fornisce, a sua volta, altre possibilità di scelta. Tra queste ultime, scegliendo *Add/Edit/Delete*, si apre una finestra che permette di selezionare il tipo di elemento. Ansys, infatti, mette a disposizione una libreria di oltre 200 diversi tipi di elementi finiti, ognuno avente diverse caratteristiche: si differenziano, ad esempio, per il numero di nodi, lo spessore, le caratteristiche del materiale e così via. Nel nostro studio abbiamo considerato la mandibola composta da uno strato esterno di osso compatto che racchiude l'osso trabecolare interno. Entrambi sono stati rappresentati dagli elementi solidi tetraedrici: SOLID45.

Descrizione del modello FEM

4.2.1 L'elemento SOLID45

SOLID45 è un elemento utilizzato per la modellazione tridimensionale di strutture solide.

L'elemento è definito da otto nodi aventi ognuno tre gradi di libertà, ovvero traslazione nelle tre direzioni nodali x , y e z . Esso è dotato di plasticità, deformabilità, capacità di rigonfiamento, resistenza allo sforzo, grande possibilità di deflessione e deformazione. Nel nostro caso esso è stato utilizzato perchè è adatto per entità solide, quali sono gli elementi realizzati in Hypermesh con il *tetramesh*. Altro motivo che ci ha condotto alla scelta di tale elemento è il fatto che esso possa degenerare in un prisma a base triangolare, e questa proprietà lo rende applicabile alla nostra mesh, formata da elementi di forma tetraedrica.

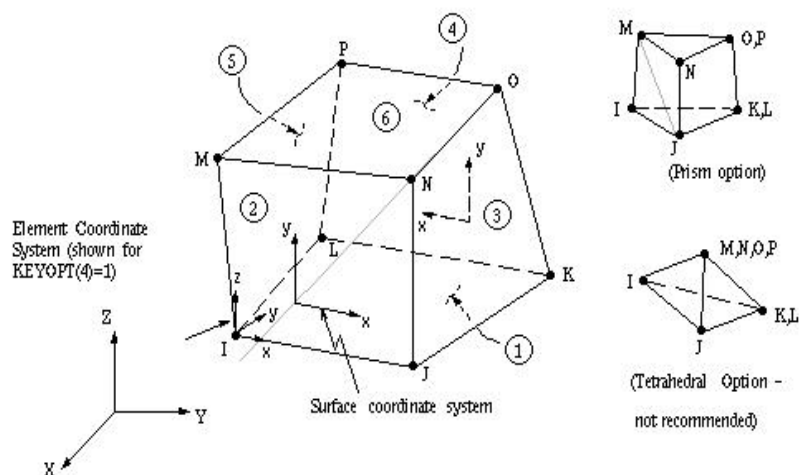


Fig. 54 - Caratteristiche geometriche del SOLID 45

La figura mostra la geometria, la posizione dei nodi, e il sistema di coordinate relativi a quest'elemento. L'elemento è definito da otto nodi e proprietà del materiale ortotrope. Le direzioni ortotrope del materiale corrispondono alle direzioni delle coordinate dell'elemento. Nel nostro caso, però, abbiamo introdotto un'approssimazione: abbiamo dato, come dati in ingresso, le *stesse proprietà del materiale lungo tutte le direzioni delle coordinate in modo tale da rendere il materiale isotropo*. Sull'elemento possono essere introdotte forze nodali, con valore definito sui soli nodi, e forze di pressione, definite invece su tutta l'area dell'elemento. Gli output del SOLID45 sono del tipo:

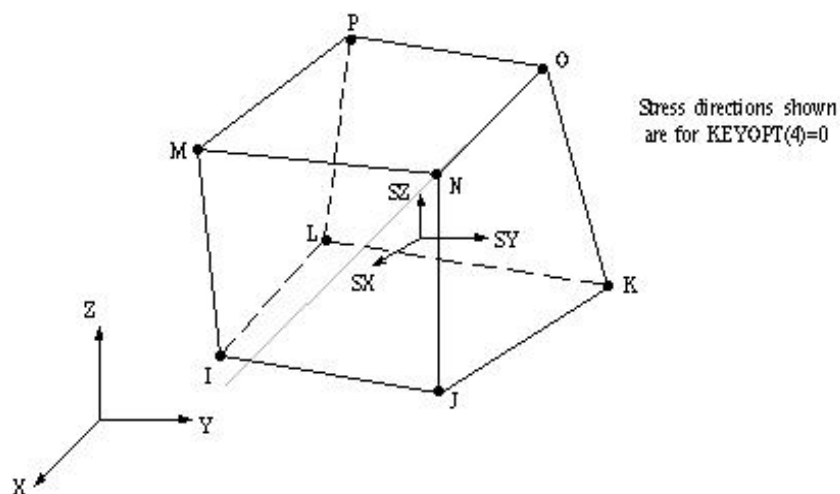


Fig. 55 - Output del SOLID45.

La figura mostra il sistema di coordinate per le facce IJNM e KLPO. Nel caso in cui ci siano imprecisioni o elementi di forma non regolare che comportano problemi all'interno della mesh una finestra mostra un segnale che richiami l'attenzione, un segnale di warning. Ai fini della nostra analisi, un'analisi di distribuzione complessiva e non puntuale all'interno dell'osso delle sollecitazioni, tali messaggi di warning segnalano difetti che, a confronto dell'intera struttura sono insignificanti, e quindi possono, in generale, essere ignorati.

4.2.2 - Caratteristiche del materiale

Una volta scelto il tipo di elemento è possibile effettuare l'importazione vera e propria del modello. In definitiva la mesh si presenta come in figura:

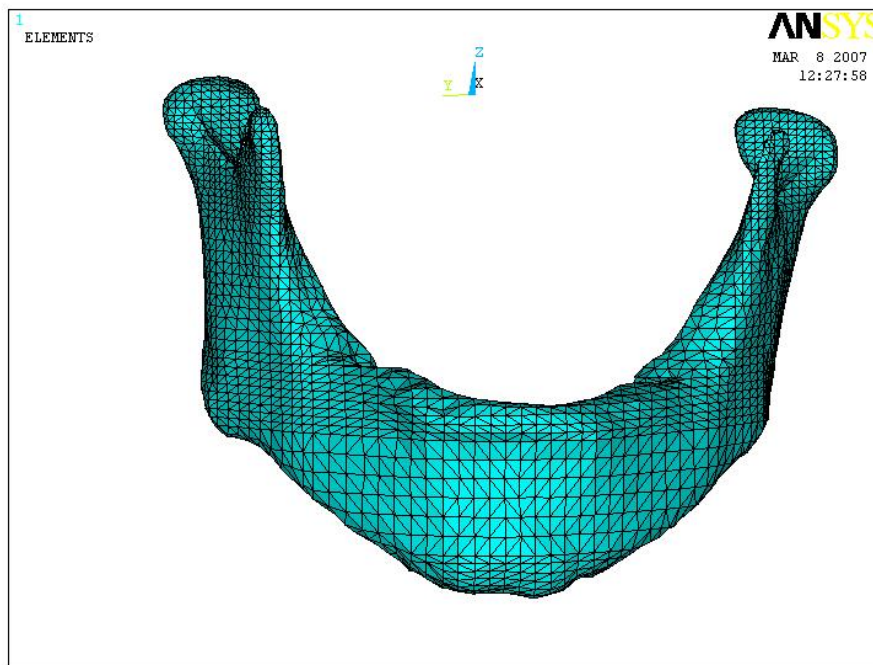


Fig. 55 - Modello importato in Ansys.

Una volta visualizzato il modello si può passare alla definizione delle caratteristiche del materiale. Come già detto, supponiamo di aver a che fare con un materiale isotropo, quindi un materiale in cui le 81 costanti caratteristiche del tensore di elasticità di un materiale anisotropo si riducono a due sole costanti, il modulo di Young (o modulo di elasticità) E e il coefficiente di Poisson (o modulo di contrazione trasversale) ν . Tramite queste due costanti si riesce a caratterizzare completamente il materiale. La relazione costitutiva in un materiale isotropo è del tipo:

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{E} * \boldsymbol{\varepsilon}$$

Nello studio svolto abbiamo considerato l'osso corticale e quello trabecolare come costituiti da materiali diversi, quindi caratterizzati da costanti elastiche diverse, ma entrambi isotropi. Abbiamo assunto come valori dei moduli elastici E e dei coefficienti di Poisson ν dei valori medi presi da letteratura.

	E (GPa)	ν
Osso trabecolare	0,3	0,3
Osso corticale	14	0,3

Avvenuta la caratterizzazione del materiale, è fondamentale verificare che essa sia stata eseguita in modo appropriato. Ovvero è utile visualizzare gli elementi proprio in base alle caratteristiche ad essi assegnate. Ciò è possibile grazie a degli appositi comandi di Ansys. Nel nostro caso, sono stati definiti quattro *Material Model*, di cui tre per l'osso trabecolare ed uno per quello corticale. Resta, ora, da verificare la corrispondenza type/material model:

il primo type, precedentemente definito, è quello 17 a cui abbiamo fatto corrispondere il Material Model numero 1. Visualizzando gli elementi con tali caratteristiche:

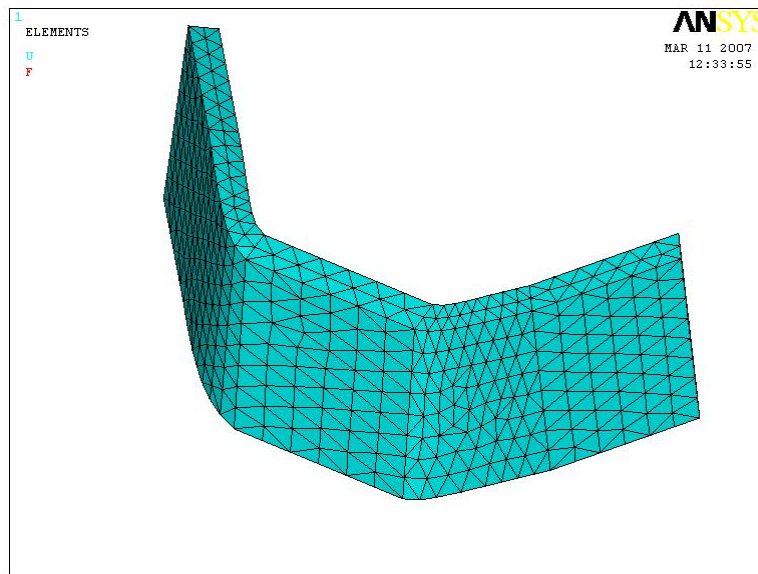


Fig. 56 - Visualizzazione MMI

il type 20 a cui è stato associato il mat 2 ed il type 23 a cui corrisponde il mat 3, rappresentano, rispettivamente, gli elementi condilari posti a sinistra e a destra del modello:

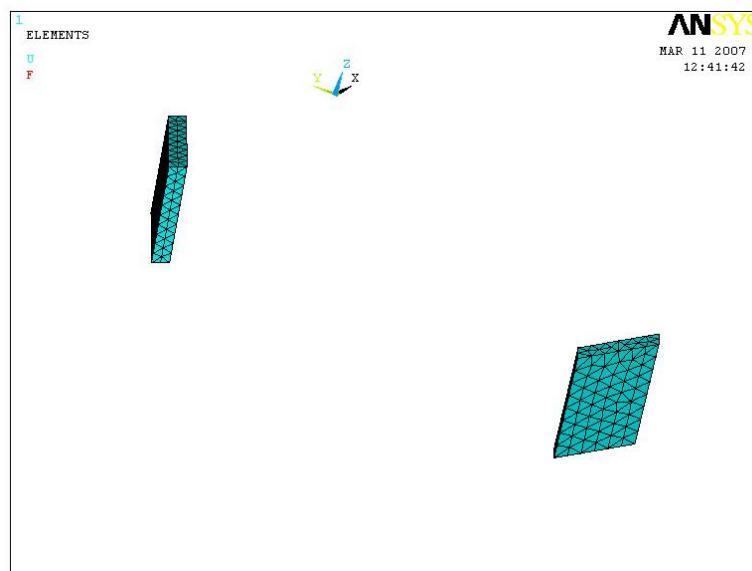


Fig. 57 - Elementi condilari type20 e type23.

il type 24 che rappresenta, quindi, la struttura corticale dell'intero modello, ha le caratteristiche associate al Material Model 4 :

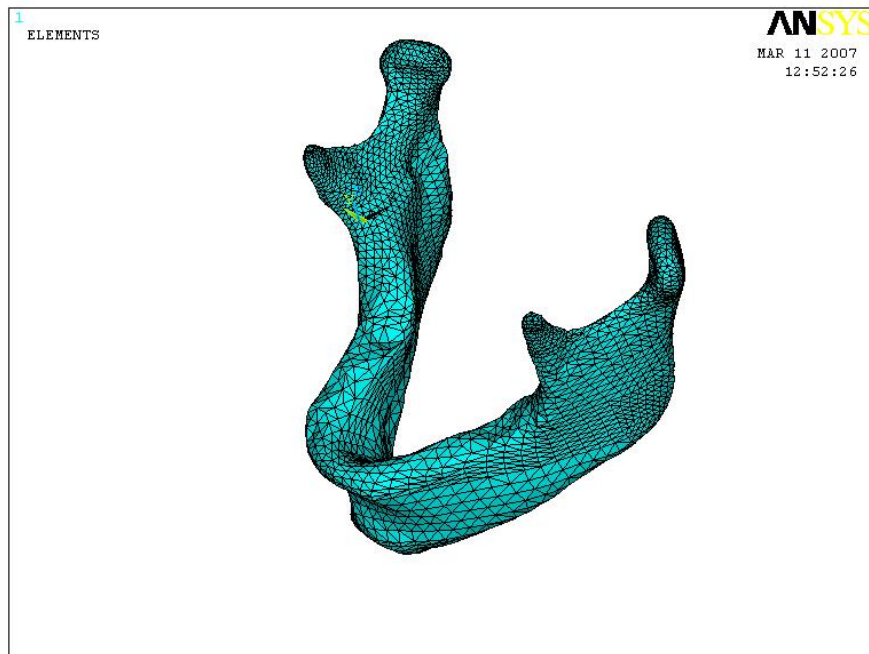


Fig. 58 - Elementi type24.

4.2.3 Simulazione

La mandibola umana, a causa della complessità della sua forma e per la struttura dell'osso costituente (un tessuto elastico, anisotropo e non omogeneo), presenta un comportamento biomeccanico elastico sotto l'azione di carichi funzionali. L'azione dei muscoli masticatori determina il tipo e il grado di deformazione. In modo particolare, i fasci muscolari con rilevante azione di elevazione della mandibola sono il fascio superficiale del messentere , il fascio anteriore ed intermedio del temporale ed il muscolo pterigoideo, mentre il fascio profondo del muscolo messentere ed il fascio posteriore del muscolo temporale sono per lo più impegnati nei movimenti di retrusione della mandibola. Trascurando l'azione di questi ultimi e considerando, per semplicità, la sola componente di elevazione dei primi, si ottiene l'azione risultante dei muscoli masticatori. Ricordando che tale studio ha come scopo l'individuazione dello stato

ensionale di una mandibola umana ed, in modo particolare, l'individuazione del grado di deformazione quando questa viene coinvolta negli atti masticatori, si è cercato di riprodurre sul modello ad elementi finiti quella che è la realtà fisiologica. La simulazione ha previsto quindi l'applicazione di una forza del valore di 20 N perpendicolare ad un condilo, in direzione y. Le condizioni al contorno ci sono state, invece, fornite dall'applicazione di incastri in corrispondenza della regione condilare opposta, in modo da bloccare ogni grado di libertà :

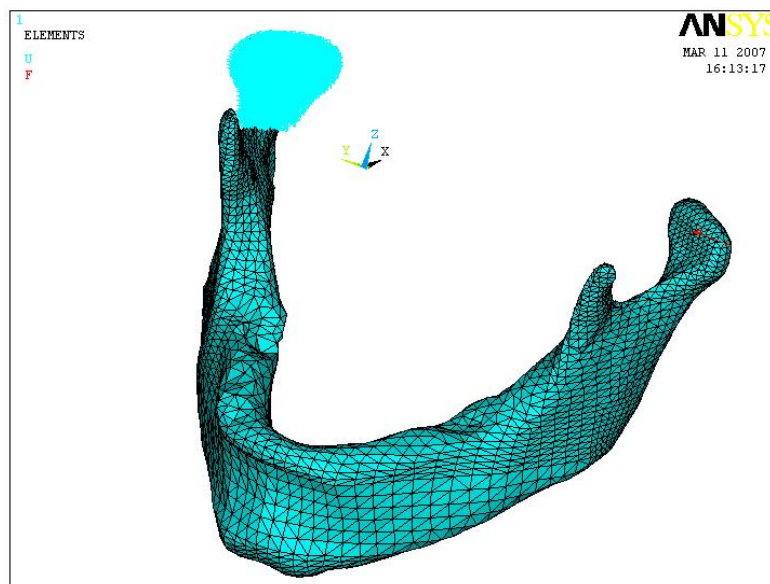


Fig. 59 - Applicazione di carichi e vincoli

In modo particolare:

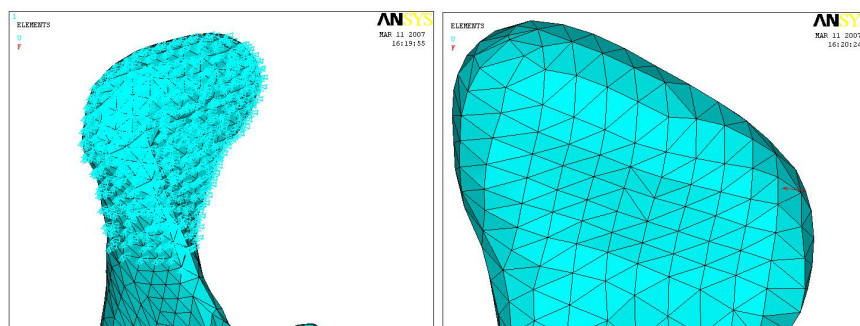


Fig. 60 - Particolare dei vincoli e dei carichi.

Definiti, così, tutti i parametri di interesse è stato possibile procedere alla soluzione dello stato di deformazione tramite Ansys.

4.3 Analisi dei risultati della mandibola umana

In quest'ultima fase del processo, è possibile visualizzare i risultati dell'analisi e trarne le dovute conclusioni. In modo particolare, la nostra attenzione si è, prima di tutto, rivolta verso la valutazione dello stato deformativo del modello:

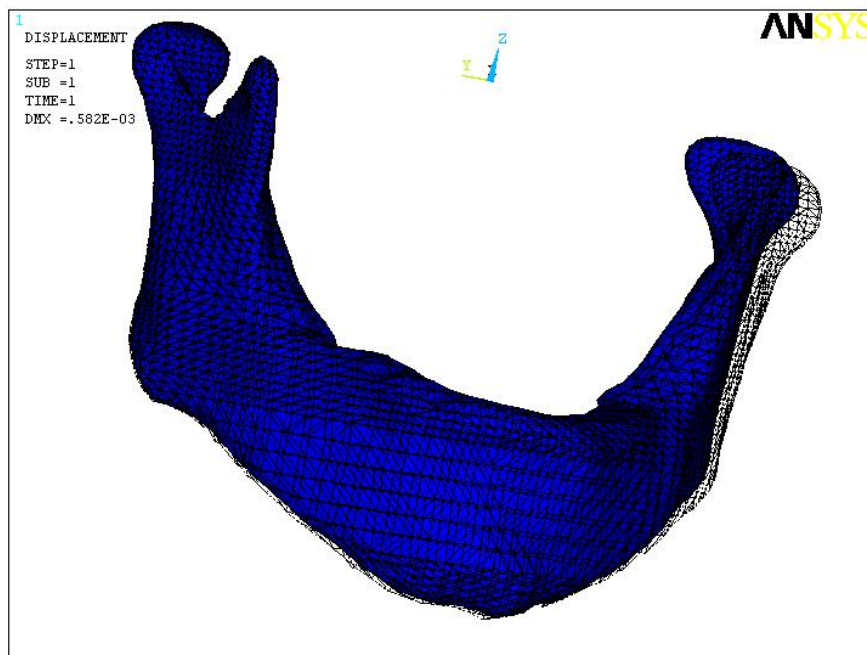


Fig. 61 - Deformata.

La figura mostra in blu la configurazione deformata e con contorni neri la configurazione indeformata della mandibola. La deformazione subita, com'è ovvio, è concentrata in corrispondenza del condilo a cui è stata applicata la forza, dove assume il valore di 0,582 mm. La forza sposta il condilo verso quello opposto in direzione y, provocando uno schiacciamento laterale della mandibola. È necessario sottolineare che i risultati della deformazione sono forniti dal sistema di calcolo in m e non direttamente in mm a causa del mezzo di scansione che esegue rilevazioni direttamente in metri. Per

visualizzare le zone che subiscono i diversi spostamenti, si può utilizzare l'opzione offerta da Ansys *displacement vector sum* :

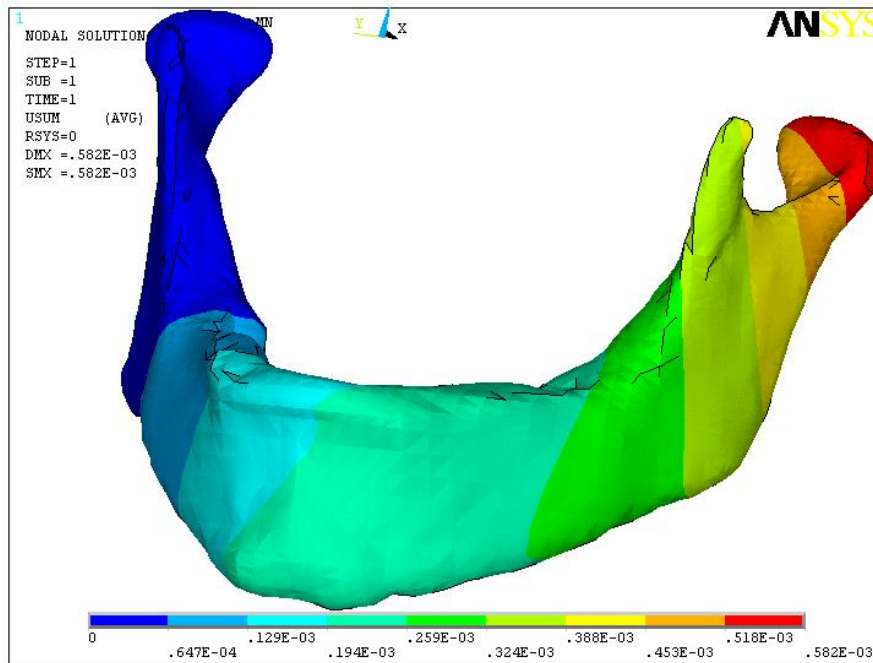


Fig. 62 - Displacement vector sum

Dalla precedente si vede chiaramente lo stato di deformazione del modello sollecitato. La zona vincolata, in blu, è quella meno deformata, mentre man mano che si procede verso la zona di applicazione del carico, l'intensità dello spostamento aumenta sempre di più, fino a raggiungere il valore massimo evidenziato in rosso. Per visualizzare le tensioni, nel modello in esame, è stato utilizzato il criterio di von Mises. Ovvero, il diagramma delle tensioni si basa sul criterio della massima energia di deformazione di von Mises. La scala cromatica, indica che le zone maggiormente sollecitate tendono al colore rosso, al contrario per quelle in cui il colore è tendente al blu.

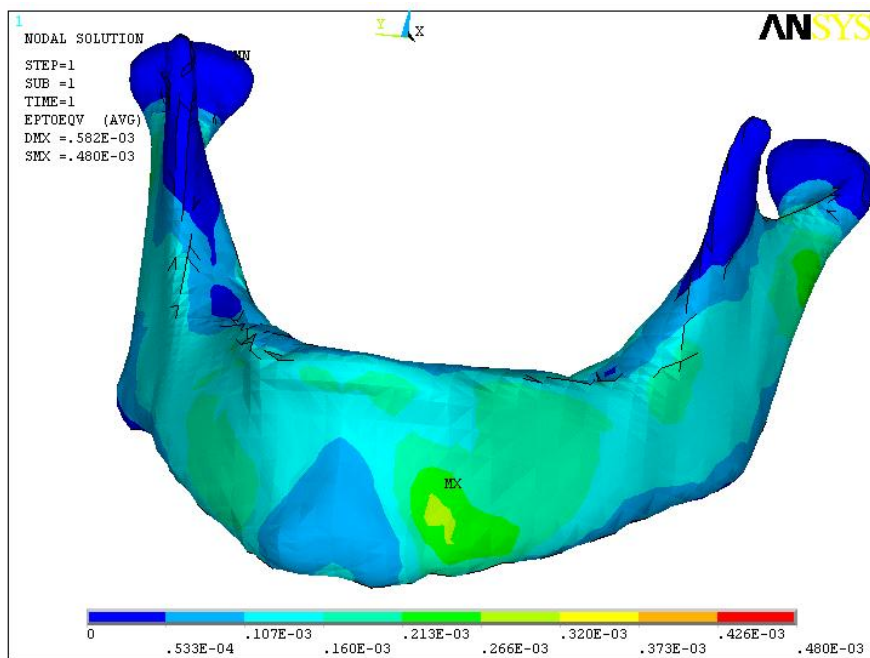


Fig. 63 - Diagramma delle tensioni

CAPITOLO 5

VALIDAZIONE DEL MODELLO

REALTA' SPERIMENTALE E TEORICA A CONFRONTO

Premessa

La validazione del modello attraverso prove meccaniche che riproducano le condizioni di carico simulate nell'analisi FEM permette di confrontare i dati di deformazione ottenuti sul modello con quelli ottenuti sulla mandibola reale, in modo da verificare quanto il modello realizzato sia rispondente a realtà.

5.1 La prova di avvicinamento dei condili

La prova meccanica è stata svolta mediante l'uso di un dinamometro per prove elettromeccaniche Instron 4204. La mandibola è stata posta in posizione orizzontale tra due piatti in acciaio inox. Viene sottoposta alla trave di carico proprio in corrispondenza di uno dei due condili, mentre l'altro è vincolato. In prossimità della protuberanza mentale è stato posto l'estensometro che ha permesso di valutare l'entità della deformazione in tale zona in seguito all'avvicinamento dei condili.



Fig. 64 Dinamometro per prove elettromeccaniche

Aumentando il valore del carico lentamente, fino ad un valore di 20N, azione che simula la componente orizzontale della forza esercitata sulla mandibola dai muscoli pterigoidei, e leggendo di volta in volta l'avvicinamento dei condili si è arrivati alla determinazione di un grafico carico spostamento che presenta un andamento lineare (fig. 65).

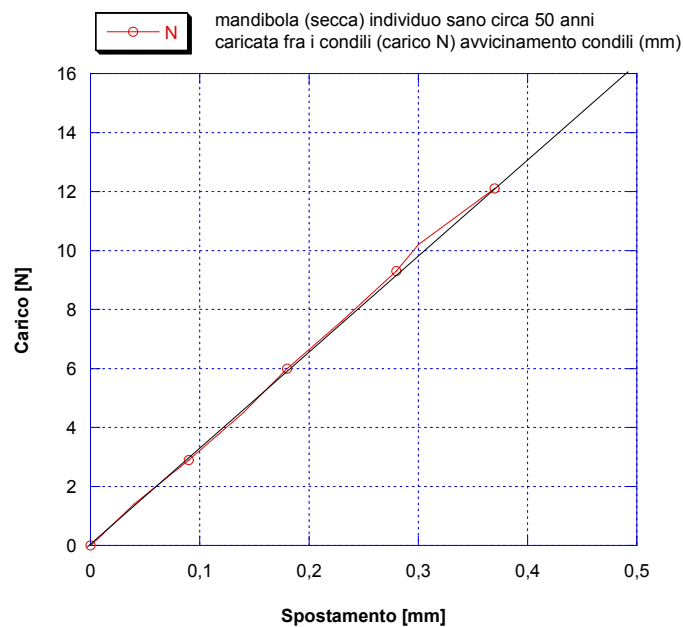


Fig. 65 - Diagramma carico spostamento ottenuto sperimentalmente con l'applicazione di un carico statico pari a 20 N

A partire dai dati ottenuti sperimentalmente è stato possibile ricavare in corrispondenza di un valore di carico di 20N, praticamente pari a quello applicato nella simulazione, un avvicinamento dei condili di 0.50 mm.

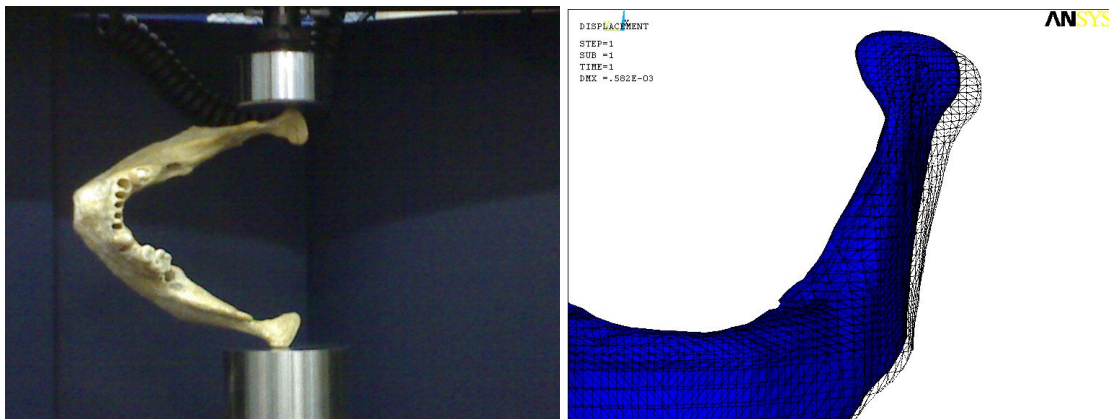


Fig. 66 - Risultati a confronto

Dalla simulazione abbiamo ottenuto un valore di 0.58 mm, che risulta molto prossimo a quello della prova. L'estensometro, posto in prossimità della protuberanza mentale, ha permesso di valutare, invece, l'entità dello stato deformativo in tale zona. La rappresentazione grafica dello spostamento, valutato dall'estensometro, in corrispondenza del carico applicato è mostrato nella figura sottostante.

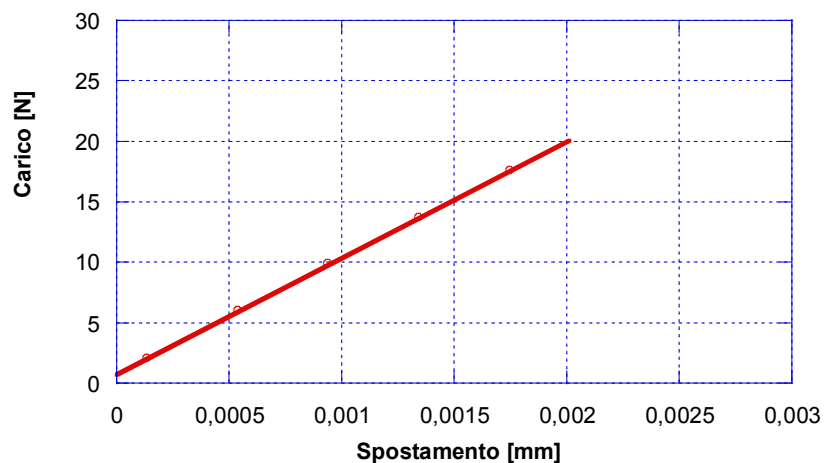


Fig. 67 - Confronto tra i risultati sperimentali e quelli numerici

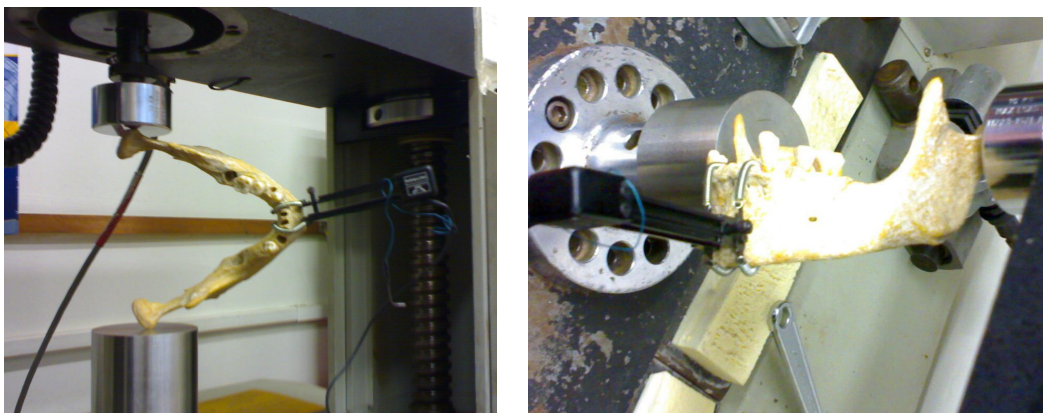


Fig. 68 - Prove meccaniche

E' stato possibile osservare una congruenza tra i risultati sperimentali e quelli numerici che si ritrova anche nel caso in cui viene applicato l'estensometro al livello della protuberanza mentale. Il valore dello spostamento letto dall'estensometro nella stessa zona risulta di 0.0020 mm, in accordo con quello ottenuto dalla simulazione numerica (fig. 67). Il modello agli elementi finiti, infatti, ci fornisce un valore delle tensioni che si avvicina a quello ottenuto con la prova svolta in laboratorio (fig. 62). In entrambi i casi, la differenza tra i due valori è quasi nulla ed è dovuta alle approssimazioni introdotte nella simulazione, cioè la conformazione fortemente asimmetrica della mandibola umana utilizzata ed il tessuto osseo che è essiccato. Ciò, come accennato precedentemente, porta ad una disomogenea distribuzione degli elementi trabecolari posti internamente.

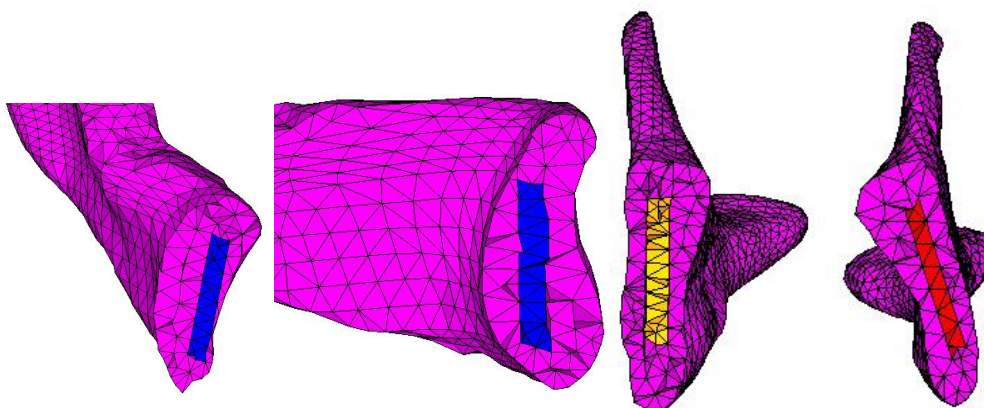


Fig. 69 - Sezioni del modello

Lo scostamento tra la prova sperimentale e la soluzione numerica è dovuto, anche, al fatto che nel modello utilizzato, gli elementi che simulano l'osso trabecolare sono confinati alla sinfisi e ai condili, mentre nella realtà abbiamo una distribuzione pressoché omogenea del tessuto osseo spongioso all'interno di tutta la mandibola. Bisogna, anche, considerare che i due tessuti ossei: corticale, esternamente, e trabecolare, internamente, si conpenetrano l'un l'altro senza creare zone ben distinte. Quest'ultima caratteristica, non è stata tenuta in considerazione in tale lavoro, dal momento che si sono create delle vere e proprie regioni di confine tra gli elementi.



Fig. 70 - Disposizione degli elementini

Altro fattore che influisce fortemente è legato alle caratteristiche meccaniche assegnate durante la simulazione: l'osso trabecolare e l'osso corticale sono stati supposti isotropi. A rigore, infatti, l'osso spongioso interno può essere considerato quasi isotropo, mentre l'osso compatto esterno è ortotropo, con una distribuzione degli osteoni, nel caso della mandibola, che ha inclinazione variabile in base alla zona considerata. Ai due tessuti ossei sono state assegnate, poi, differenti caratteristiche meccaniche. Queste

ultime sono state messe in evidenza utilizzando diversi moduli di Young e assumendo, per questi e per il coefficiente di Poisson, valori medi presi da letteratura. In realtà, i valori utilizzati fanno riferimento ad una mandibola appena espantata, mentre, nel nostro caso, si tratta di un tessuto osseo ormai secco.

Grazie alla congruenza tra i valori ottenuti sperimentalmente e numericamente si può ritenere che la distribuzione delle tensioni, che non possono essere valutate attraverso delle semplici prove condotte sulla mandibola umana, abbiano un andamento molto prossimo a quello indicato dal diagramma delle tensioni basato sul criterio della massima energia di deformazione di von Mises.

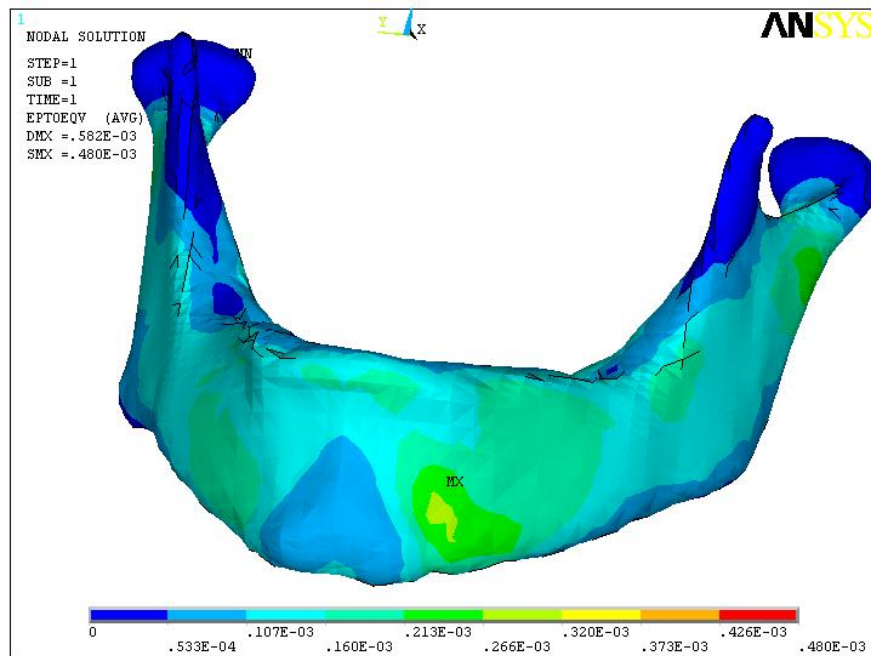


Fig. 71 - Diagramma delle tensioni.

5.4 Conclusioni e sviluppi futuri

Nel presente lavoro ci si è occupati dello stato tensio-deformazionale di una mandibola umana la cui geometria è stata ricostruita tramite la tomografia assiale computerizzata e tramite laser scan ciò ha determinato la piena compatibilità del modello studiato con quello reale. Per far questo ci si è serviti di una metodologia nuova: applicare il mezzo di indagine medica all'analisi numerica. Per tale scopo sono serviti i concetti di reverse engineering, e lo studio di software che potessero interagire tra di loro, concetti medici per l'interpretazione della T.C. e la conoscenza di un codice di calcolo. Ciò è stato possibile ricorrendo all'utilizzo del codice di calcolo agli elementi finiti Ansys, all'utilizzo di RapidForm, software molto versatile nel reverse engineering, e all'utilizzo di Materialise Mimics, strumento particolarmente interessante per la lettura ed interpretazione della tomografia e delle indagini mediche eseguite con l'ausilio del calcolatore. Particolare cura è stata dedicata all'analisi dello stato tensionale dell'intero sistema ed ai parametri che lo influenzano. Inoltre grazie alla possibilità di derivare il modello geometrico direttamente dalla tomografia è possibile determinare lo stato tensionale della mandibola in modo personalizzato al singolo paziente. Questo fornisce un valido ausilio all'odontoiatria ed alla chirurgia impegnati nelle ricostruzioni con protesi e nell'implantologia dentaria. È stato così calcolato l'andamento dello stato tensionale nell'intera mandibola. In merito allo stato tensionale nell'osso mandibolare, i risultati si sono bene accordati con quelli già stabiliti da precedenti ricerche nelle quali il modello era sostituito da una ricostruzione effettuata puramente con il CAD, che approssimava sì il modello reale ma non ne assicurava la completa corrispondenza geometrica e strutturale. Nell'indagine dello stato tensionale con tecniche numeriche si è potuto tener conto sia della struttura reale della mandibola che dell'anatomia delle articolazioni. Si è trovato, infine, che il corticale sopporta la maggior parte dei carichi, mentre l'osso spongioso, di costituzione meno compatta, risulta praticamente scarico. Possibili sviluppi futuri delle considerazioni e dei risultati esposti in questo lavoro di tesi, potranno riguardare la simulazione di un impianto dentario in titanio, applicazione di dischi articolari in prossimità dei condili, modificando le tipologie di vincoli in tali zone, progettazione di protesi chirurgiche specifiche per ogni paziente. Con questo

studio si è potuto dare l'avvio ad un processo di automatizzazione che permette di rendere più semplice e più veloce le operazioni che portano alla valutazione dello stato tensio-deformativo su un modello di mandibola umana derivante da T.A.C. In futuro sarà possibile aumentare l'accuratezza dell'analisi facendo una distinzione tra osso trabecolare, che sarà supposto isotropo, ed osso compatto, che sarà considerato ortotropo, a causa della loro rispettiva microstruttura. Studio che può essere reso ancora più interessante mettendo in gioco la diversa orientazione degli osteoni all'interno dei due tessuti ossei che costituiscono la mandibola e considerando, quindi, le diverse caratteristiche meccaniche che scaturiscono da tale andamento. Sono, inoltre, in sperimentazione percorsi mirati all'ottenimento di un gradiente di isotropia dell'osso mandibolare in funzione del grado di assorbimento dei raggi x provenienti da T.C.

BIBLIOGRAFIA

Chirurgia Odontostomatologica Illustrata

Tartaro, S. Colella G. PICCIN edizioni

Radiologia XVIII – Smaltino - IDELSON edizioni

Radiologia Medica - G. Juliani - MINERVA MEDICA edizioni

Manuale di Radiologia Clinica – Cittadini- ECIG edizioni

RADIOLOGIA STOMATOLOGIA MAXILLO-FACCIALE

Cardinale, Di Guglielmo - G. GNOCCHI edizioni

ANATOMIA DELL' UOMO - Lambertini, Mezzogiorno - PICCIN edizioni

Dizionario Enciclopedico ZANICHELLI di Scienze Mediche e Biologiche e di Biotecnologie

Di Giovanni Delfino, Eudes Lanciotti, Gianfranco Liguori, Massimo Stefani (1997)

JAN LINDHE - PARADONTOLOGIA - Seconda edizione italiana

G. Carnevale, R. Mazzali, G. Ricci, M. P. Tonelli.

TERAPIA ORTODONTICA FUNZIONALE DELL'APPARATO

STOMATOLOGICO Mario Bondi - Edizioni: MASSON (1997)

An experimental and theoretical composite model of the human mandible.

R. De Santis, F. Mollica, R. Esposito, L. Ambrosio, L. Nicolais. Journal of materials and science: materials in medicine, 2005.

Continuous fiber reinforced polymer as bone model: a synthetic jaw.

R. De Santis, L. Ambrosio, L. Di Palma, A. Apicella, L. Nicolais. ESB 2001, London.

**E. ARMENTANI, F. CAPUTO jr, R. CITARELLA, R. ESPOSITO,
M. INFANTE, G. LAVORGNA**

Sulla valutazione numerica delle condizioni elastostatiche di un impianto dentario endosseo

Atti del XXIX Convegno Nazionale dell' AIAS Lucca 2000

N. PAYDAR, H. U. AKAY, C. L. POYRAZ, W.E. ROBERTS

Finite element model of a human mandible for investigating joint reactions and bone stress during mastication. BED-VOL. 20, 1991 Advances in Bioengineering, ASME 1991

FAULKNER M. G., HATCHER D. C., HAY A.

A Three-Dimensional Investigation of Temporomandibular Joint Loading.
J. Biomechanics, Vol 21, No. 10, 1987, pp.997-1002.

JW DEVOCHT, VK GOEI, DL ZEITLER, D LEW, EA HOFFMAN.

Development of a finite element model to simulate and study the biomechanics of the temporomandibular joint. [http://www.nlm.gov/research/visible/vhp-conf/devotch\(1999\)](http://www.nlm.gov/research/visible/vhp-conf/devotch(1999))

EXPERIMENTAL AND COMPUTATIONAL APPROACH FOR THE EVALUATION OF THE BIOMECHANICAL EFFECTS OF DENTAL BRIDGE MISFIT

Riccardo Pietrabissa, Roberto Contro, Virginio Quaglini, Monica Soncini, Luca Gionso, Massimo Simion Journal of Biomechanics 33 (2000) 1489-1495

COMPARATIVE EVALUATION OF THE EFFECT OF DIAMETER, LENGTH, AND NUMBER OF IMPLANTS SUPPORTING THREE-UNIT FIXED PARTIAL PROSTHESES ON STRESS DISTRIBUTIONS IN THE BONE

Aldun Iplikcioglu, Kivanç Akça Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Hacettepe University, 06100 Ankara, Turkey Journal of Dentistry 30 (2002) 41-46

STRESS ANALYSIS OF THE HUMAN TEMPOROMANDIBULAR JOINT

J. Chen, U. Akyuz, L. Xu, R.M.V. Pidaparti
Medical Engineering & Physics 20 (1998) 565-572

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE HUMAN TEMPOROMANDIBULAR JOINT DISC

M. Beek, J.H. Koolstra, L.J. van Ruijven, T.M.G.J. van Eijden
Journal of Biomechanics 33 (2000) 307-316

MODELLO AGLI ELEMENTI DI CONTORNO PER L'ANALISI TENSIONALE DELL'ARTICOLAZIONE TEMPORO-MANDIBOLARE

E. Armentani, C. Calì, F. Caputo, R. Citarella, M. Infante, G. Lavorgna.
Atti del XXXI Convegno Nazionale dell' AIAS, PARMA- 2000

ANALISI FEM DI UNA MANDIBOLA UMANA CON RELATIVA ARTICOLAZIONE TEMPORO-MANDIBOLARE

E. Armentani, F. Caputo, R. Citarella, M. Infante, G. Lavorgna, A. Naddeo
Atti del XXXI Convegno Nazionale dell' AIAS, PARMA- 2000

A FINITE ELEMENT BASED STUDY OF THE BIOMECHANICS OF THE MANDIBLE

Richard T. Hart and Nisra Thongpreda (department of Biomedical Engineering Tulane University New Orleans, Louisiana) BIOENGINEERING IN DENTISTRY

FINITE ELEMENT STRESS AND STRAIN ANALYSIS OF THE BONE SURROUNDING A DENTAL IMPLANT: EFFECT OF VARIATIONS IN BONE MODULUS

S. E. Clif, J. Fischer, C. J. Watson (University of Leeds)

MODELLO AGLI ELEMENTI DI CONTORNO DI UNA MANDIBOLA UMANA PER L'ANALISI DELLE REAZIONI CONDILARI E DELLA DISTRIBUZIONE TENSIONALE DURANTE LA MASTICAZIONE

E. Armentani, F. Caputo jr, R. Citarella, M. Infante, G. Lavorgna, A. Naddeo

A COMPARISON OF THREE FINITE ELEMENT MODELS OF AN EDENTULOUS MANDIBLE PROVIDED WITH IMPLANTS

H. J. A. Meijer, F. J. M. Starmans, F. Bosman and W. H. A. Steen (Department of Oral-Maxillofacial Surgery, Prosthodontics and Special Dental Care, Faculty of Medicine, University of Utrecht, The Netherlands Journal of Oral Rehabilitation, 1993, volume 20, pages 147-157)

STRESS AND STRAIN DISTRIBUTION IN THE BONE SURROUNDING A NEW DESIGN OF DENTAL IMPLANT: A COMPARISON WITH A THREADED BRANEMARK TYPE IMPLANT

S. E. Clift, J. Fsher, C. J. Watson-University of Leeds

STRAIGHT WIRE-BASI TEORICHE ED APPLICAZIONI PRATICHE

Lawrence F. Andrews (Editore: Masson)

BIOMATERIALS AND BIOMECHANICS IN DENTAL IMPLANT DESIGN

John B. Brunski The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants-vol.3, number 2, (1998) pp85-96

THREE-DIMENSIONAL STRESS DISTRIBUTION AROUND A DENTAL IMPLANT AT DIFFERENT STAGES OF INTERFACE DEVELOPMENT

L. Borchers and P. Reichart - Zentrum Zahn, Mund und Kieferheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover, Karl-Wiecher-Allee 9, D-3000 Hannover 61, Federal Republic of Germany

TWO-DIMENSIONAL FEM ANALYSIS OF HYDROXYAPATITE IMPLANTS: DIAMETER EFFECTS ON STRESS DISTRIBUTION

Yasuyuki Matsushita, Kunihiro Mizuta, Hiroshi Ikeda, Tsuneo Suetsugu- Journal of Oral Implantology- Vol XVI/ no.1- 1990-pp. 6-11

OSSEOINTEGRATION AND ITS EXPERIMENTAL BACKGROUND

*University of Göteborg and Institute for Applied Biotechnology, Göteborg, Sweden
The journal of Prosthetic Dentistry*

**DYNAMIC SIMULATION OF MUSCLE AND ARTICULAR PROPERTIES
DURING HUMAN WIDE JAW OPENING**

C. C. Peck, G.E.J. Langenbach, A.G. Hannam Archives of Oral Biology

**A PILOT STUDY OF MINERALIZATION DISTRIBUTION IN THE
CORTICAL BONE OF THE HUMAN MANDIBLE**

R.S. Hobson- Archives of Oral Biology-43-1998-pp.633-639

**LOCAL CALIBRATED BONE MINERAL DENSITY IN THE MANDIBLE
PRESENTED USING A COLOR CODING SCHEME**

Peter Homolka, Andreas Beer, Wolfgang Birkfellner, André Gahleitner, Robert Nowotny, Helmar Bergmann-(Medical Engineering & Physics 23(2001) 673-677

**A THREE-DIMENSIONAL, QUANTITATIVE COMPUTED TOMOGRAPHIC
STUDY OF CHANGES IN DISTRIBUTION OF BONE MINERALIZATION IN
THE DEVELOPING HUMAN MANDIBLE**

*K. Maki, A. J. Miller, T. Okano, Y. Shibasaki(Archives of Oral Biology 46 (2001)
pp.667-668*

**MECHANICAL PROPERTIES AND THE HIERARCHICAL STRUCTURE OF
BONE**

*Jae-Young Rho, Liisa Kuhn-Spearing, Peter Zioupos (Medical Engineering & Physics
20-(1998) pp. 92-102*

Siti internet consultati:

<http://www.sirm.org>

[SIRM - Società Italiana di Radiologia Medica](http://www.sirm.org)

<http://www.materialise.com>

<http://www.tgs.com/amira.htm>

<http://www.rapidform.com>

<http://www.dematel.it>

Sito sviluppato da Dematel in accordo con la National Library of Medicine (NLM) di Bethesda (USA)

<http://www.rad.washington.edu/anatomy/modules/TMJ>

University of Washington Department of Radiology

<http://www.cadalog.com>

<http://www.nlm.nih.gov>

U.S. National Library of Medicine

<http://www.gnatologia.org>

Sito dell'Associazione per la Gnatologia Odontoiatrica A.G.O.

<http://www.dentista.it>

[http://www. Implantweb.it](http://www.Implantweb.it)

<http://www.orthoroma.it>

<http://www.aikecm.it>

<http://www.gendex-dental.com>